



Návrh fantomů pro verifikaci zobrazení průmyslového CT a jejich využití v biomedicínské technice

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Matěj Pavlatovský**
Vedoucí práce: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.





Phantom samples design for image verification of industrial CT and its utilisation in biomedicine

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Matěj Pavlatovský**
Supervisor: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Matěj Pavlatovský**
Osobní číslo: **Z13000136**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Návrh fantomů pro verifikaci zobrazení průmyslového CT
a jejich využití v biomedicínské technice**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Vymezit rozsah ionizačního pole jak lékařského tak i průmyslového CT.

Chování a vlastnosti biologických a technických materiálů a jejich vlastnosti v ionizačním poli průmyslového a lékařského CT.

Vybrání vhodných materiálů pro tvorbu fantomů v závislosti na dostupnosti materiálů.

Vytvoření takových vzorků, které budou sloužit k verifikaci obrazu jako náhrada vzorků biologických.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Studium vlastností ionizačního záření.

Studium vlastností fantomových materiálů.

Technika zpracování obrazu průmyslového CT.

Výstup bakalářské práce je ověření, zda je možno využít fantomy jako náhražky biologických vzorků a zda je průmyslové CT schopno zobrazit tyto materiály takovým způsobem, aby tato metoda mohla být využitelná v biomedicině.

Výzkumné otázky:

Chování materiálů při různých typech ionizačního záření.

Nalezení technologie výroby fantomů s možností využití 3D tisku.

Metoda:

Rešerše využití fantomů v lékařské praxi.

Softwarové prostředky pro zobrazování 3D lékařských obrazů.

Technika materiálového inženýrství.

Měření a studium elektromagnetických vlastností vybraných materiálů.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Nalezení vhodných materiálů, které budou sloužit ke konstrukci fantomů a zároveň navrhnout technologii výroby.

Místo a čas realizace výzkumu:

Technická univerzita v Liberci. 10/2015 - 6/2016, Laboratoře CXI a UZS.

Vzorek:

Výroba verifikovaných vzorků v počtu jednotek kusů.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

viz příloha

Vedoucí bakalářské práce:

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

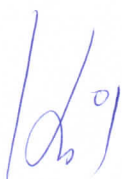
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce:

29. května 2015

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2016



prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

- ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 80-01-02152-1.
- DRASTICH, Aleš. Tomografické zobrazovací systémy. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2004. ISBN 80-214-2788-4.
- BAKALOVÁ, Totka a Marcela KOLÍNOVÁ. Možnosti použití počítačové tomografie (CT) v technice. Jemná mechanika a optika. Praha: Fyzikální ústav Akademie věd ČR, 2011, č. 4, s. 111 - 114. ISSN 0447-6441.
- MARTYKÁNOVÁ, Eva. RTG záření, jeho vlastnosti a využití. Diplomová práce. Brno: Masarykova univerzita, 2007.
- BAZALOVÁ, Magdalena. Porovnání dvou metod pro redukci metalových artefaktů v CT: simulace a experimenty. Praha, 2011. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze.
- ULLMANN, Vojtěch. Jaderná a radiační fyzika. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7.
- ULLMAN, Vojtěch. Fantomy a fantomová měření v nukleární medicíně. AstroNuklFyzika [online]. [Cit. 16.5.2015].
Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>.
- ULLMANN, Vojtěch. Aplikace ionizujícího záření. AstroNuklFyzika [online]. [Cit. 16.5.2015].
Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>.
- FERDA, Jiří aj. Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
- FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, 2002. ISBN 80-7262-172-6.
- KALENDER, Willi A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd rev. ed. Erlangen: Publicis Publishing, 2011. ISBN 978-3-89578-317-3.

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 28.4.2016

Podpis:



Poděkování:

Děkuji prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc. (Katedra elektromagnetického pole Fakulty elektrotechnické ČVUT v Praze) a jeho laboratoři za poskytnuté informace pro tvorbu fantomů, Ing. Michaele Jakubíčkové a laboratoři CXI za poskytnutí pracoviště a pomůcek pro tvorbu fantomových vzorků a Ing. Marcele Kolínové za vlídný a vstřícný přístup a možnost práce na tomografu.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora: Matěj Pavlatovský

Instituce: ÚZS – Biomedicínská technika

Název práce: Návrh fantomů pro verifikaci zobrazení průmyslového CT a jejich využití v biomedicínské technice

Vedoucí práce: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Počet stran: 68

Počet příloh: 2

Rok obhajoby: 2016

Anotace:

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou tvorby umělých náhrad lidských tkání, tzv. fantomových vzorků. Dále se zabývá zobrazením těchto vzorků pomocí průmyslového rentgenového tomografu Skyscan 1272 a demonstrací zpracování výsledného obrazu pomocí speciálních softwarů Data Viewer a CT Vox.

Klíčová slova:

počítačová tomografie, rentgenové záření, fantomy, zobrazení, zpracování obrazu

Annotation

Name and surname: Matěj Pavlatovský

Institution: ÚZS – Biomedical technology

Title: Phantom samples design for image verification of industrial CT and its utilisation in biomedicine

Supervisor: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Pages: 68

Apendix: 2

Year: 2016

Annotation:

This bachelor thesis deals with creating samples of artificial tissues of human body, phantom samples. It also deals with phantom samples imaging using industrial computer tomograph Skyscan 1272 and with the demonstration of image processing using special softwares Data Viewer and CT Vox.

Keywords:

computer tomography, X-ray, phantom samples, imaging, image processing

Obsah

Seznam použitých symbolů	13
Seznam použitých zkratk	14
I Úvod	15
II Teoretická část	16
1 Počítačová tomografie.....	16
1.1 Historie	16
1.2 Rentgenové záření	17
1.3 Rentgenka	18
1.4 Detekce záření	19
1.4.1 Fotoelektrický jev	19
1.4.2 Scintilační detektory	20
1.4.3 Fotonásobič	20
1.4.4 CCD snímač	20
1.4.5 Mrtvá doba	21
1.5 Artefakty	21
1.6 Konstrukce tomografu	21
1.7 Princip CT	22
1.8 Využití CT v průmyslu	25
2 Porovnání průmyslového a lékařského CT	25
3 Fantomy.....	27
3.1 Rozdělení fantomů.....	28
3.1.1 Homogenní a heterogenní fantomy.....	29
3.1.2 Vodní a suché fantomy	29
III Výzkumná část.....	30
4 Cíle práce	30
5 Metodika výzkumu.....	30
5.1 Část první: Výroba fantomových vzorků	30
5.1.1. Výroba homogenních fantomů	31
5.1.1.1 Výroba fantomu svalové tkáně	31
5.1.1.2 Výroba fantomu tukové tkáně.....	32
5.1.1.3 Výroba fantomu tkáně ženského prsu.....	33
5.1.1.4 Výroba fantomu nádorové tkáně.....	34

5.1.1.5	Fantom kosti	35
5.1.2	Složené fantomy	35
5.2	Část druhá: Zpracování výsledného obrazu	37
5.2.1	Průmyslový tomograf Skyscan MicroCT	37
5.2.2.	Skenování vzorků a zpracování obrazu	40
5.2.2.1	Data Viewer	41
5.2.2.2	CT Vox	45
6	Vyhodnocení dat	50
7	Diskuze.....	50
8	Návrh doporučení pro praxi	51
IV	Závěr.....	52
V	Seznam použité literatury	54
	Seznam obrázků.....	57
	Seznam tabulek.....	58
	Seznam příloh	59
	Příloha č. 1 Seznam skenovacích parametrů CT pro Vzorek 1	1
	Příloha č. 2 Seznam skenovacích parametrů CT pro Vzorek 2	5

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu
t_S	min	doba skenu prvotního tomografu
t_1	s	doba jednoho skenu raných tomografů
t_2	ms	doba jednoho skenu moderních tomografů
λ_{RTG}	nm	vlnová délka rentgenového záření
λ_T	nm	tvrdé rentgenové záření
λ_M	nm	měkké rentgenové záření
U_R	kV	napětí mezi elektrodami rentgenky
t_N	μ s	doba necitlivosti detektoru
I	Wm^{-2}	výsledná intenzita prošlého záření X
I_0	Wm^{-2}	počáteční intenzita záření X
μ	m^{-1}	lineární součinitel zeslabení záření X
HU	HV	Hounsfieldova jednotka (Hounsfield Unit)
μ_m	m^{-1}	lineární koeficient útlumu voxelu
μ_w	m^{-1}	lineární koeficient útlumu vody
U_P	kV	napětí rentgenky průmyslového tomografu
U_L	kV	napětí rentgenky lékařského tomografu
m	g	hmotnost
t	$^{\circ}\text{C}$	teplota
d_{PF}	μm	délka části fantomu prsu

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam zkratky
CT	počítačový tomograf, počítačová tomografie
PET	pozitronová emisní tomografie
el.	elektrický
z řec.	z řeckého
z angl.	z anglického
tzn.	to znamená
popř.	popřípadě
rtg	rentgen, rentgenový
tzv.	takzvaně, takzvaný
CCD	zařízení s vázanými náboji (Charged Coupled Devices)
mj.	mimo jiné
SiO ₂	oxid křemičitý
NaI(Tl)	jodid sodný aktivovaný thalliem
ČR	Česká republika
ČVUT	České vysoké učení technické
obr.	obrázek
č.	číslo
cca	přibližně
pixel	obrazový element
voxel	objemový element
aj.	a jiné

I Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá tvorbou fantomových vzorků a zobrazením těchto vzorků pomocí průmyslového počítačového tomografu Skyscan 1272 společnosti Bruker, který je umístěn ve druhém patře budovy CXI Technické univerzity v Liberci.

Fantomové vzorky jsou vzorky, které imitují různé druhy lidských tkání. Návod a informace pro tvorbu takovýchto vzorků mi byly poskytnuty laboratoří prof. Ing. Jana Vrby, CSc., která sídlí na Fakultě elektrotechnické ČVUT v Praze a zabývá tvorbou fantomových lidských tkání a zkoumáním elektrických vlastností těchto tkání, kdy se poznatky z takovýchto výzkumu uplatňují v oblasti medicíny.

V rámci této práce se vytvořily 2 složené vzorky: Vzorek 1, skládající se z fantomu kostní, svalové a tukové tkáně a Vzorek 2, tvořen tkání ženského prsu a nádoru prsu.

Výsledkem této práce je tvorba fantomových vzorků, demonstrace jejich zobrazení průmyslovým tomografem, možnosti a úprava zrekonstruovaných modelů vzorků příslušnými softwary.

II Teoretická část

1 Počítačová tomografie

Počítačová tomografie patří v dnešní době k jedné z nejrozšířenějších diagnostických metod. Díky prudkému rozvoji informačních technologií již můžeme během několika málo minut vyšetřit tělo pacienta a zobrazit tak jeho vnitřní strukturu, především pak nejruznější patologie.

Druhů počítačové tomografie je hned několik: pozitronová emisní tomografie neboli PET, impedanční tomografie využívající el. proudu či tomografie využívající rentgenové záření. V rámci této práce se budeme zabývat rentgenovou počítačovou tomografií.

1.1 Historie

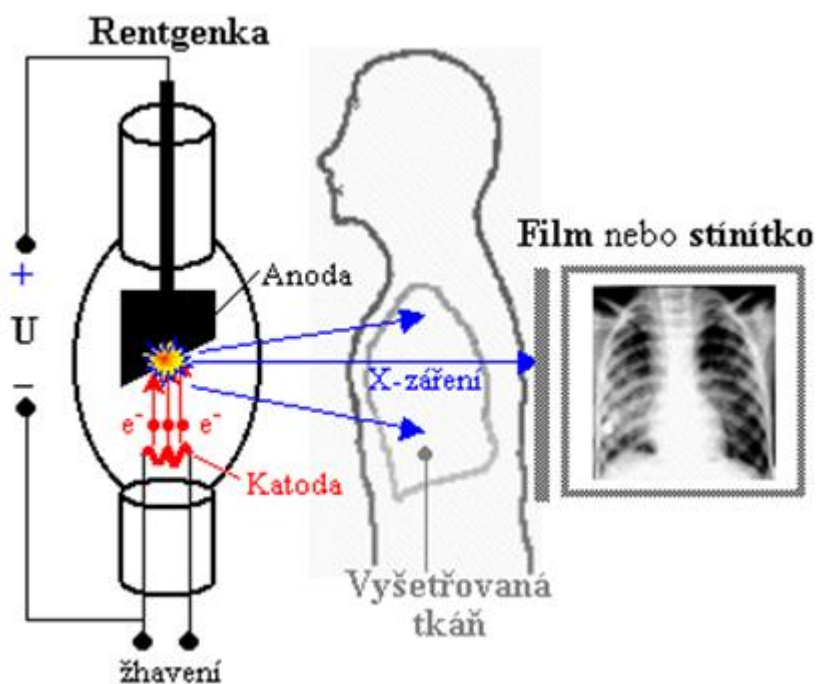
Principem tomografie (z řec. tomos- řez, graphia- popis) je matematická metoda, pocházející z počátku 20. století, popisující rekonstrukci předmětu ze znalosti jeho průmětů do různých směrů. Využitím této teorie byl zkonstruován první počítačový tomograf Američanem Alanem MacCormickem a Britem Godfreyem Hounsfieldem, kteří přístroj zkonstruovali nezávisle na sobě. Godfrey Hounsfield v roce 1971 představil první klinický prototyp počítačového tomografu. I když tehdejší tomograf disponoval malým rozlišením (pouze 80x80 bodů) a doba jednoho skenu (doba jednoho otočení rotoru) trvala $t_s = 5$ min, jednalo se o veliký objev, za který byli později oba muži oceněni Nobelovou cenou. (1) (10) (20)

V roce 1975 trvalo tomografům skenování $t_1 = 20$ s a obrazové rozlišení bylo 320x320 bodů. V dnešní době jsou již obrazy o rozlišení až 1024x1024 bodů a doba jednoho skenu trvá okolo $t_2 = 300$ ms. Některá CT mají i dvě rentgenky zároveň (tzv. Dual

Source CT) a zdvojenou detektorovou řadu, což urychluje pacientovo vyšetření. (8) (10) (15) (18) (20)

1.2 Rentgenové záření

Rentgenové záření je nejstarší objevené a nejdůležitější ionizační záření pro lékařství. První zmínku a záznamy o tomto záření provedl v roce 1875 německý fyzik a experimentátor Wilhelm Conrad Röntgen, který při provádění pokusu s katodovou trubicí náhodou objevil rentgenové záření, tehdy nazvané jako paprsky X (neboť písmenem X bylo označováno něco neznámého). Hodnota vlnové délky rentgenového záření se pohybuje v rozmezí $\lambda_{RTG} = 0,01-10$ nm. Záření o menších vlnových délkách tzn. $\lambda_T = 0,01-0,10$ nm nazýváme tvrdým rentgenovým zářením, hodnoty záření v intervalu $\lambda_M = 0,10-10$ nm charakterizují záření měkké. Rentgenové záření má schopnost pronikat materiály, kterými viditelné světlo nepronikne a v závislosti na protonovém čísle Z materiálů se úměrně absorbuje. (2) (3) (27)



Obrázek 1: Schéma znázorňující průchod a následnou detekci paprsků X na film (23)

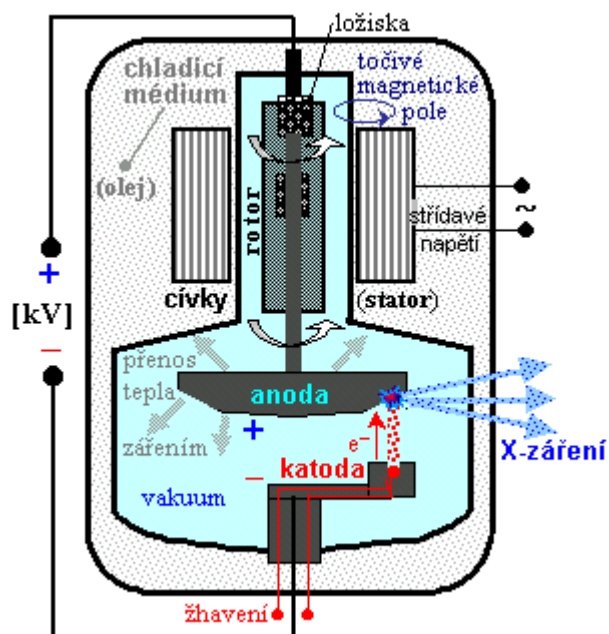
1.3 Rentgenka

K produkci rentgenového záření se používá rentgenka. Jedná se o vakuovou trubici, v níž je uložena katoda a kovová (nejčastěji wolframová) anoda. Po nažhavení katody, kdy dochází k emisi elektronů na její povrch, jsou elektrony díky vysokému napětí přitahovány k anodě. Velikost napětí způsobuje urychlení daných částic, což jim propůjčuje obrovskou kinetickou energii. Napětí mezi elektrodami se obecně pohybuje v intervalu $U_E = 20-200 \text{ kV}$. Po dopadu elektronu na rotující anodu (pokud by anoda nerotovala došlo by v důsledku dopadu elektronů pouze na jedno místo k jejímu rychlému zničení) se elektron zbrzdí a sníží svoji kinetickou energii. Úbytek kinetické energie se v 99% přeměňuje na energii tepelnou a pouze 1% této energie tvoří paprsky X. (5) (18)

Rentgenové záření lze dále dělit a to na brzdné a charakteristické. Brzdné vzniká při nárazu elektronu na plochu kovu anody, kdy se prudce zbrzdí a tím dojde k přeměně energie na elektromagnetické záření a energii tepelnou. Čím prudší je zbrzdění, tím tvrdší (o vyšší frekvenci) záření vychází. Brzdné X-záření je spojité. V tomto typu záření odpovídá energie fotonů převážně nižším úrovním energie. (3) (8) (15) (18) (22)

Současně s brzdným zářením je produkováno i záření charakteristické. To vzniká průnikem elektronů do atomů kovu, ze kterého je anoda zhotovena. Katodové elektrony pronikají do atomů anody, kde předávají svoji energii elektronům a ty jsou následně excitovány do vyšších vrstev, popř úplně ionizovány. Při sestupu elektronů s vyšší energií do nižší energetické vrstvy dochází k vyzáření energie ve formě fotonů, které představují již zmiňované charakteristické X-záření, které má čarový charakter a pro každý materiál je specifické (charakteristické). Tohoto poznatku se hojně využívá v analytické chemii. Charakteristické záření závisí jak na materiálu anody, tak i na prahovém napětí (aby došlo k překonání vazebné energie elektronů v obalu atomu). (18)

Vycházející rentgenové paprsky z rentgenky jsou usměrňovány pomocí kolimátorů, aby vznikl přímý svazek záření a nedocházelo k rozptylu záření do okolí. (5)



Obrázek 2: Schéma rentgenky (18)

1.4 Detekce záření

Aby bylo možné zobrazit vnitřní struktury těles, je potřeba prošlé rentgenové záření detekovat. K detekci paprsků X se u klasických rentgenových přístrojů používá dodnes fotografický film, u tomografů jsou používány tzv. scintilační detektory, které na pohlcené množství dopadajícího ionizujícího záření reagují generací záblesků viditelného světla, scintilacemi. (5) (18)

1.4.1 Fotoelektrický jev

Fotoelektrický jev je vlastnost látek, kdy látka emituje elektrony (neboli fotoelektrony) v důsledku pohlcení elektromagnetického záření. Fotoelektrický jev můžeme ještě rozdělit na vnější, kdy fotoelektrony opustí danou látku a vnitřní, kdy elektrony naopak v látce zůstávají. (22)

1.4.2 Scintilační detektory

Scintilační detektor je tvořen především krystaly sloučeniny NaI(Tl) (jodid sodný aktivovaný thalliem). Sporadicky se používají i komory plněné vzácnými plyny. Princip spočívá v tom, že při dopadu ionizujícího záření dojde k vybuzení elektronů krystalu do vyšších energetických vrstev (tzv. excitace) a tyto elektrony při návratu do původního stavu odevzdávají energii ve formě viditelného světla. Uvolněné záblesky světla bývají slabé a u lékařských tomografií se signál zesiluje pomocí fotonásobičů. U menších průmyslových tomografií se jako detektor světla používají CCD detektory. (5) (18)

1.4.3 Fotonásobič

Jedná se o elektronku, jejíž základní stavební složky jsou fotokatoda, dynody a anoda. Tyto části jsou uzavřeny do skleněné vakuové trubice. Na fotokatodu dopadá světlo, které způsobí emisi elektronů. Tyto primární elektrony dopadají na dynodu, ze které se uvolní elektrony sekundární. Mezi fotokatodou a anodou je dynod několik, aby došlo k uvolnění potřebného množství elektronů. (7)

1.4.4 CCD snímač

CCD snímač (z angl. Charged Coupled Device, zařízení s vázanými náboji) je mimo jiné i součástí dnešních digitálních kamer či digitálních fotografických aparátů. Princip takového snímače spočívá v uvolnění určitého množství elektronů z křemíkové desky po dopadu fotonů na tuto desku. Množství emitovaných elektronů závisí na intenzitě dopadajícího světla. Tyto elektrony se ukládají do napěťových boxů, kdy jeden napěťový box představuje jeden pixel snímače. Výsledný obraz je tvořen sumou jednotlivých napěťových boxů, které obsahují podle intenzity dopadajícího záření odpovídající počet elektronů. (23) (28)

1.4.5 Mrtvá doba

Při konstrukci detekčního systému je také nutno mít představu o tom, v jakém časovém intervalu (řádově $t_N =$ jednotky μs) je daný materiál necitlivý vůči přijatému kvantu záření. Tento časový interval se nazývá mrtvá doba. Díky mrtvé době není možno zachytit všechna kvanta záření a dochází tak ke ztrátě informace. (12)

1.5 Artefakty

V rámci zobrazování předmětu pomocí tomografu se můžeme setkat i s tzv. artefakty. Jedná se o šum nebo chyby, kdy dojde ke špatné rekonstrukci určitých míst obrazu, což má za následek, že zobrazovaná struktura neodpovídá struktuře skutečné. Artefakty mohou mít různou podobu, ať už jako proužky, kruhy, stíny, spirály apod. (13)

1.6 Konstrukce tomografu

Moderní lékařský počítačový tomograf se skládá z těchto hlavních částí: rentgenka a detektory paprsků, kde oba tyto systémy jsou uloženy v nosné kotoučové konstrukci naproti sobě; patientský stůl, počítač a napájení.

V průběhu vývoje CT vzniklo několik generací tohoto přístroje, které se lišily způsobem konstrukce celého systému.

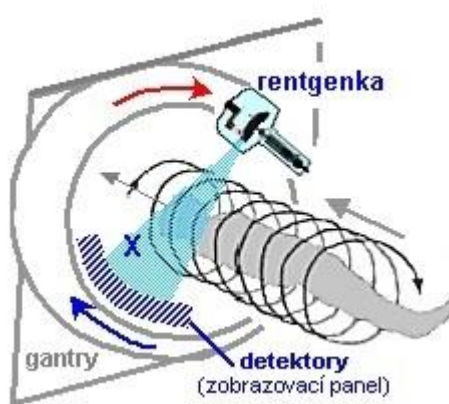
První generace tomografů skenovaly pacienta úzkým svazkem rentgenového záření, který po průchodu tkáně dopadal na detektor a celá soustava se lineárně posouvala. Nakonec se soustava pootočila o určitý úhel a celý proces se opakoval. (1) (10) (15)

Druhá generace tomografů generovala paprsky X uspořádané do vějíře. Paprsky dopadaly na více detektorů. Opět soustava konala lineární pohyb a po prosvícení pacienta se soustava natočila a proces opakovala. (4)

Třetí generace přístrojů měla rentgenku a detektory umístěné v prstenci a tato soustava rotovala kolem pacienta. (4)

Čtvrtá generace disponovala celým prstencem detektorů a rotaci konala rentgenka. (4)

Dnes se využívá spirálního CT, kdy kolem pacienta rotuje rentgenka, zatímco se stůl s pacientem . rovnoměrně posouvá. (4)



Obrázek 3: Schéma spirálního CT

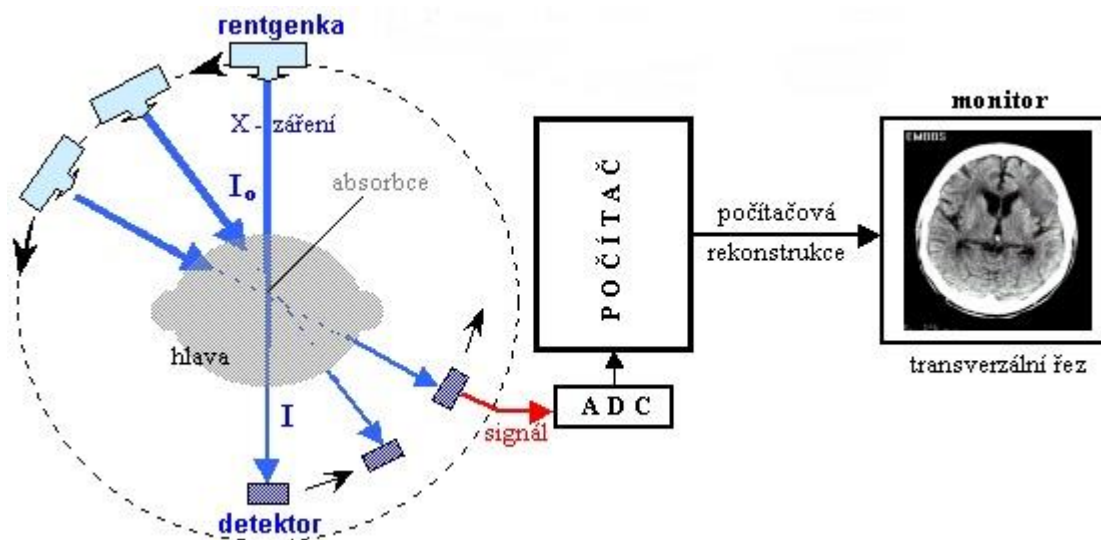
1.7 Princip CT

Základní princip tomografie je rozdílné materiálové pohlcování záření X. Na základě rozdílného koeficientu absorpce záření tkání či materiálem, je záření detekováno a tvoří se tak projekce předmětu do roviny. Takových projekcí se provede několik. Intenzita výsledného prošlého záření jednoho paprsku vychází ze vztahu

$$I = I_0 e^{-\mu(i,j)\Delta x}, \quad (1.7.1)$$

kde I_0 je počáteční intenzita záření, Δx je elementární velikost tkáně a $\mu(i,j)$ je součinitel lineární absorpce a písmena i a j vyjadřují souřadnice objektu. Po logaritmické úpravě rovnice dostaneme její lineární podobu, která je již zpracovávána softwarem počítače,

který takovýchto rovnic řeší tolik, kolik je se provede řezů (nejmodernější lékařské CT již za jednu otáčku provede 256 řezů). (1) (21) (23)



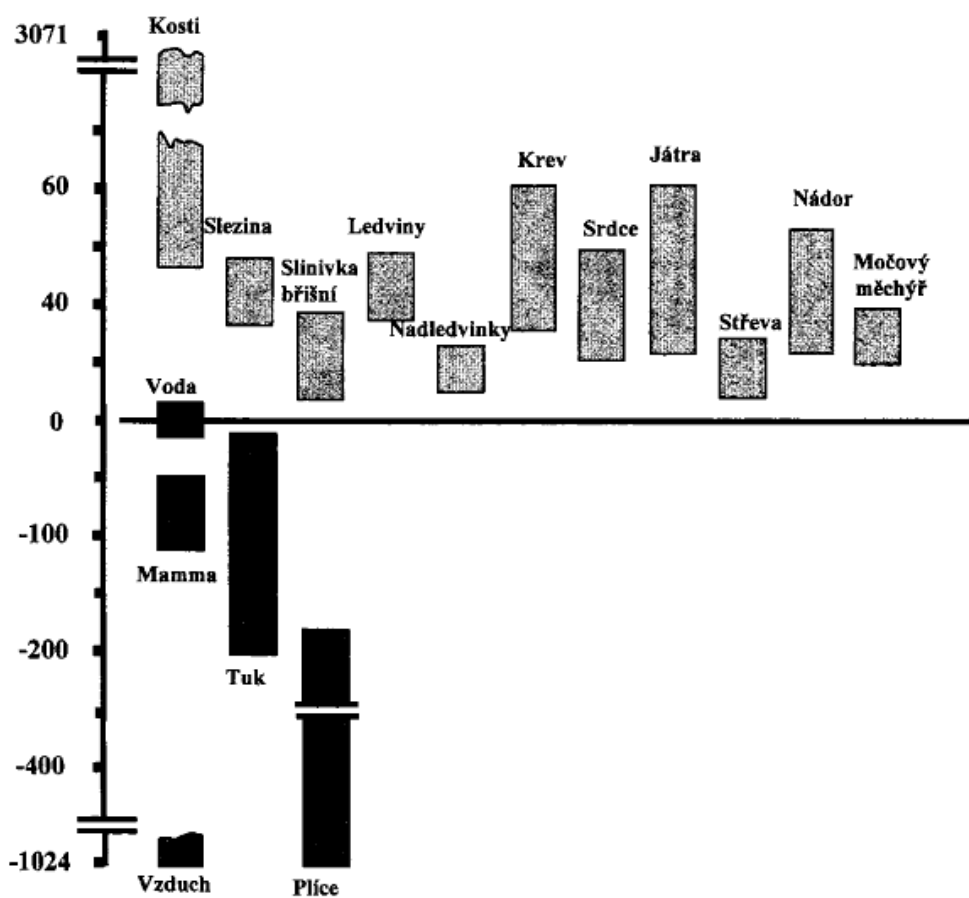
Obrázek 4: Schéma tomografu (12)

Pro matematický popis projekcí předmětu do rovin se používá Radonova transformace. Pomocí inverzní Radonovy transformace (která pro lepší rekonstrukci využívá i filtraci) lze z jednotlivých projekcí sestavit zpět prostorový obraz předmětu. (4) (13)

Informace ve formě jednotlivých řezů jsou dále zpracovány a dochází k tvorbě matice, jejíž stavební jednotkou je voxel (volume element neboli objemový element). Zeslabené záření je vyjádřeno pomocí Hounsfieldovy stupnice, která je vyjádřena v jednotkách HU (Hounsfield Unit). Hounsfieldova stupnice přiřazuje jednotlivým hodnotám hustoty (hustoty) materiálu příslušný stupeň šedi. Stupnice, skládající se ze 4096 stupňů, obsahuje dva důležité body: bod s nejmenší hodnotou -1000 HU odpovídající denzitě vzduchu a střed s hodnotou 0 HU, která odpovídá denzitě vody. Odečteme-li od celkového počtu stupňů hodnotu nejmenší, zjistíme, maximální hodnota hustoty předmětu je +3096 HU. Jinak řečeno, výsledný obraz bude ukazovat objekt a pro zobrazení ve stupních šedi bude vybírat z intervalu od -1000 HU do +3096 HU. (1)

Pomocí matematických algoritmů počítač vypočítá hodnotu útlumu záření pro jednotlivé pixely pomocí následujícího vzorce (1.7.2), kde μ_m je lineární koeficient útlumu pro daný voxel a μ_w je lineární koeficient útlumu vody. (26)

$$HV = 1000(\mu_m - \mu_w/\mu_w) \quad (1.7.2)$$



Obrázek 5: Hounsfieldova stupnice (23)

1.8 Využití CT v průmyslu

Počítačových tomografů se využívá také v průmyslu, avšak nejedná se o totožné tomografy, jaké jsou používány v medicíně. Přístroje fungují na stejném principu, avšak konstrukčně mají jisté odlišnosti (více v oddílu 2).

Průmyslová CT se v průmyslu využívají především ke zkoumání materiálových defektů, trhlin či prasklin, dutinek, svárů, keramických dílů atp. Průmyslová CT využívá i Policie ČR ke skenování nákladů a automobilů. (6) (25)

2 Porovnání průmyslového a lékařského CT

Hlavní rozdíl mezi těmito typy tomografů je dán skutečností, že u průmyslového se předmět pohybuje a soustava rentgenka-detektory je stacionární. Další rozdíl mezi lékařským a průmyslovým tomografem je žhavicí napětí rentgenky, kdy se hodnota napětí u tomografu Skyscan 1272 pohybuje v rozmezí $U_P = 20-100$ kV, kdežto u lékařského jsou tyto hodnoty nejčastěji v rozmezí $U_L = 80-140$ kV. (24) (29)

Rozdíly jsou i v obrazovém rozlišení, kdy konkrétně průmyslový tomograf Skyscan 1272 má rozlišení více jak trojnásobné (viz. Tabulka 6) oproti tomografům lékařským. Ačkoli je u Skyscanu lepší rozlišení obrazu, tak doba skenování trvá několik hodin a dávky rentgenového záření jsou tak větší. (6)

Průmyslové CT je velmi užitečný nástroj, neboť klasický lékařský tomograf není přizpůsoben ke skenování jiných objektů, než je člověk, tudíž by malé vzorky nebyly dostatečně dobře a detailně zobrazeny. I masivní konstrukce lékařských tomografů je nepraktická a nežádoucí. Jisté druhy průmyslových tomografů lze díky malým rozměrům umístit i na pracovní stůl, což je z uživatelského hlediska velmi přínosné. (6)



Obrázek 6: Lékařský tomograf firmy Philips (30)



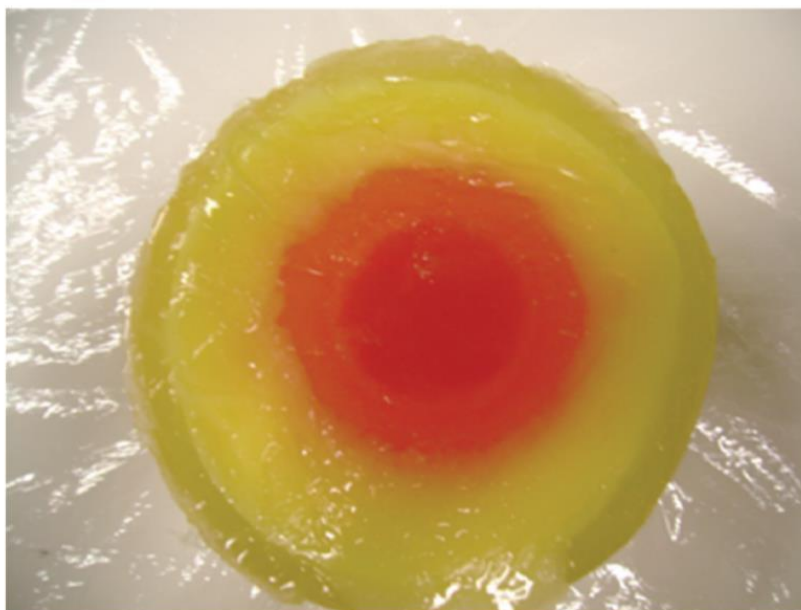
Obrázek 7: Průmyslový tomograf Skyscan 1272 (24)



Obrázek 8: Průmyslový tomograf pro strukturální a metrologickou analýzu velkých vzorků (31)

3 Fantomy

Fantomové vzorky jsou vzorky, které mají za úkol co nejlépe a nejpřesněji imitovat požadovanou strukturu, tkáň apod., kdy si zkoumající nastavuje podmínky a parametry, které chce studovat a kdy by využití reálných vzorků by bylo nepraktické, neetické, finančně náročné či omezující možnosti výzkumu. Výhodou takovýchto vzorků je také snadná a rychlá výroba, reprodukovatelnost a tvorba zmenšených předloh, které by se ve své reálné velikosti do tomografu nevešly. Výhoda je také v tom, že lze vyrobit a zkoumat pouze určitou část nebo části zkoumaného předmětu. Nevýhoda takovýchto vzorků spočívá ve skutečnosti, že se vždy budou vlastnostmi odchylvat od předlohy.



Obrázek 9: Příklad fantomu - heterogenní fantom prsu (14)

3.1 Rozdělení fantomů

Fantomy lze rozdělit na základě několika kritérií. Lze je rozdělit na statické a dynamické, kdy statické se za dobu skenování nepohybují. Mohou to být materiály až už kovy, dřevo, keramika aj. Používají se také jako kalibrační jednotky. Takovéto statické fantomy se budou v rámci této práce využívat. Naopak dynamické fantomy se pohybují. Nejčastěji se jedná o fantomy srdce, kde je snaha o skenování a zobrazení tohoto orgánu za jeho přirozeného pohybu. (17)

Dále můžeme fantomy dělit podle jejich struktury na homogenní a heterogenní, nebo podle jejich složení na vodní a suché. (14)

3.1.1 Homogenní a heterogenní fantomy

Homogenní fantomy se vyznačují tím, že napodobují vlastnosti pouze jedné tkáně, ať už se jedná o tuk, sval, kost apod. Výroba těchto fantomů bývá snadná. (14)

Heterogenní fantomy vzniknou složením více homogenních fantomů dohromady. Po správném uspořádání homogenních fantomů simulují skutečnou stavbu určité části těla. (14)

3.1.2 Vodní a suché fantomy

Vodní fantomy mají jako základ své struktury kapalné příměsi (např. voda, olej). Vodními fantomy se napodobuje např. svalová či tuková tkáň. Vodní fantomy lze skladovat jen po omezenou dobu, neboť jejich složení je vhodným prostředím pro růst mikroorganismů (např. u fantomu svalové tkáně se používá látka zvaná agar, v níž se laboratorně pěstují mikroby). (14)

Suché fantomy naopak na kapalných příměsích založené nejsou. Pro tvorbu se používají látky, které lze dobře tvarovat a přimíchávat další příměsi k dosažení požadovaných vlastností. Jako základ jsou použity izolanty (např. silikon) s příměsí grafitu, hliníku nebo keramického prášku. (14)

III Výzkumná část

4 Cíle práce

Cílem této práce je tvorba fantomových vzorků, jejich zobrazování pomocí průmyslového počítačového tomografu Skyscan 1272 a upravování zrekonstruovaných obrazů pomocí programů Data Viewer a CT Vox a tím dokázat využitelnost průmyslového tomografu jako schopný přístroj pro výzkum a uplatnění v medicíně.

5 Metodika výzkumu

Tento oddíl je rozdělen do dvou částí a je zde popsána praktická část této práce. V první části je popsána metoda výroby fantomových vzorků, které budou určeny pro skenování průmyslovým tomografem.

Druhá část se zabývá metodou práce s výsledným zobrazením zrekonstruovaných obrazů a modelů a jejich úpravou v programech Data Viewer a CT Vox.

5.1 Část první: Výroba fantomových vzorků

Nejprve byly vytvořeny zkušební vzorky pomocí 3D tiskárny, avšak tyto vzorky se neosvědčily kvůli náročnosti časové (především kvůli náročnosti programování) či finanční. Zobrazení těchto vzorků tomografem navíc bylo špatně viditelné. Proto se tvorba vzorků uchýlila jiným směrem a to směrem jednodušší, rychlejší a levnější výroby umělých tkání.

Informace pro tvorbu takových tkání mi byly poskytnuty v laboratoři Katedry elektromagnetického pole, Fakulty elektrotechnické ČVUT v Praze prof. Ing. Janem Vrbou, CSc. a jeho laboranty, kteří se zabývají zkoumáním elektrických vlastností tkání a zkoumají je právě na fantomech vlastní výroby. Toto pracoviště však zkušenosti s projekcí takových fantomů pomocí tomografu nemá a proto jsem byl tímto úkolem pověřen.

Nejprve byly vytvořeny homogenní fantomy lidských tkání. Jednalo se o tkáň svalovou, tukovou, kostní, nádorovou a tkáň ženského prsu. Až poté byly homogenní fantomy složeny a byly tak vytvořeny fantomy heterogenní. Tvorba fantomů probíhala v laboratořích CXI TUL za odborného dohledu Ing. Michaely Jakubíčkové..

V následující kapitole je popsán postup výroby jednoduchých fantomů tkání spolu s množstvím potřebných ingrediencí (přísady byly naváženy tak, aby výsledný homogenní fantom vážil cca 250 g). Jako návod pro výrobu vzorků mi byla doporučena bakalářská práce Jakuba Spurného (14), který se v ní výrobou fantomových vzorků pro studium elektrických vlastností tkání zabýval. Postup tvorby fantomů tedy z této práce vychází.

5.1.1. Výroba homogenních fantomů

Pro výrobu složených fantomů bude potřeba nejprve připravit homogenní fantomy, které se poté poskládají a vytvoří fantomy složené. Množství přísad je vyjádřeno veličinou hmotnosti m , jelikož se vypočítávalo z hmotnostních procent.

5.1.1.1 Výroba fantomu svalové tkáně

Pro tvorbu fantomu svalové tkáně budeme potřebovat následující ingredience v uvedeném množství:

Tabulka 1: Ingredience pro výrobu fantomu svalové tkáně

Voda	239,0 g
Agar	10,0 g
NaCl (chlorid sodný)	0,8g

Postup:

Navážené přísady se smíchají a zahřejí. Za průběžného míchání je nutno na teploměru sledovat, kdy směs dosáhne hodnoty o něco menší než je bod varu. Při této teplotě je pozorovatelná změna viskozity připravované směsi. Následně se zastaví ohřev a směs se nechá vychladnout.

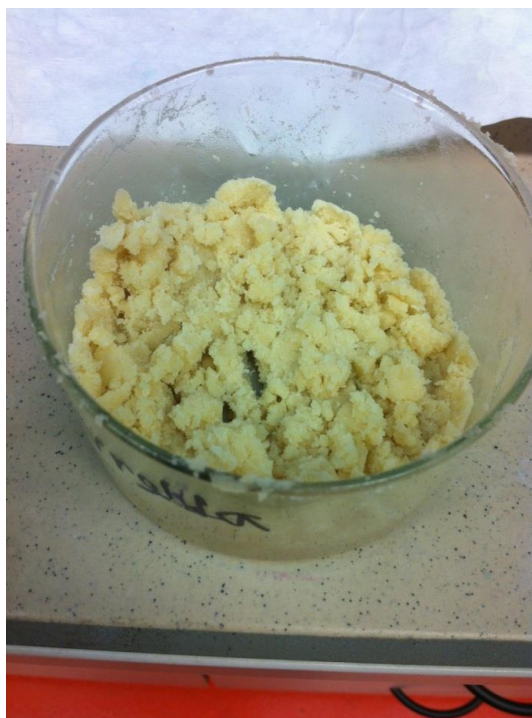
5.1.1.2 Výroba fantomu tukové tkáně

Tabulka 2: Ingredience pro výrobu tukové tkáně

Hladká mouka	53,6 g
Destilovaná voda	2,4 g
NaCl	0,2 g
Slunečnicový olej	24,0 g

Postup:

Tento fantom je co do výroby nejjednodušší: Výše uvedené přísady se smíchají dohromady. Vzniklá směs se hněte tak dlouho, dokud nevznikne jednotná hmota.



Obrázek 10: Smíchané přísady fantomu tukové tkáně

5.1.1.3 Výroba fantomu tkáně ženského prsu

Tabulka 3: Ingredience pro výrobu tkáně ženského prsu

Kukuřičný olej	153,2 g
Destilovaná voda	55,7 g
Agar	5,4 g
Neionogenní detergent Triton-X-100	35,8 g

Postup:

Po navážení množství všech potřebných přísad je smíchána destilovaná voda s detergentem Triton-X-100. Do vzniklé směsi se přilije kukuřičný olej a nově vzniklá hmota se zahřeje. Po dosažení teploty $t = 80\text{ }^{\circ}\text{C}$ se přidá agarový prášek a směs se nechá vychladnout.



Obrázek 11: Příprava fantomu prsní tkáně

5.1.1.4 Výroba fantomu nádorové tkáně

Tabulka 4: Ingredience pro tvorbu fantomu nádorové tkáně

Destilovaná voda	166,9 g
Agar	2,5 g
NaCl	1,7 g
Etanol	79,0 g

Postup:

Připraví se navážené přísady a postup je následovný: krystalky NaCl se nasypají do destilované vody, poté se přidá etanol a obsah se zahřeje. Při $t = 80^{\circ}\text{C}$ se vmíchá agarový prášek a směs se nechá vychladnout.

5.1.1.5 Fantom kosti

Jako fantom kosti byla použita obyčejná sádra. Šlo především o porovnání pohlcení záření měkkých tkání, které není tak značné, v kontrastu s materiálem, který záření pohlcuje mnohem více.

Tabulka 5: Ingredience pro tvorbu fantomu kosti

Sádra	5,0 g
Voda.....	2,5 g

Postup:

Sádrový prášek se nasype do nádoby, přilije se pár mililitrů vody a směs se zamíchá. Poté se pár minut čeká na ztuhnutí.

5.1.2 Složené fantomy

Po přípravě všech potřebných materiálu byly vytvořeny 2 složené fantomy (vzorky):

Vzorek 1, který se skládá z vrstev (odspodu): sádra, směs imitující svalovou tkáň a náhražka tukové tkáně.

Vzorek 1 byl uložen do skleněné nádoby. Jelikož sklo značně pohlcovalo záření, což bylo viditelné v náhledu tomografu, byla část skla odstraněna pro lepší viditelnost.



Obrázek 12: Vzorek 1

Vzorek 2 se skládá z imitace tkáně prsu a jeho nádoru a byl vložen do nádoby plastové.

Poznámka: Ačkoli bylo původně zamýšleno vložit kousek umělé nádorové tkáně do většího množství fantomu prsu, tak tomu bylo naopak. Větší kus fantomu prsu byl vložen do nádoby a zalit umělou tkání nádoru. Na obrázcích z CT se tak vzorek může jevit, jako by byl tumor uprostřed. Jelikož je hlavním záměrem zjištění, zda lze tyto dvě tkáně tomografem odlišit od sebe, jedná se spíše o estetickou vadu. Tento postup však byl proveden kvůli zhoršené manipulaci s prsním fantomem a po výrobě se do materiálu špatně vytvářely dutinky pro vložení tumoru.



Obrázek 13: Vzorek 2

5.2 Část druhá: Zpracování výsledného obrazu

Tento oddíl se zabývá prací se zrekonstruovanými 3D modely Vzorku 1 a Vzorku 2. Zároveň je tento oddíl i výstupem práce.

5.2.1 Průmyslový tomograf Skyscan MicroCT

Ke zkoumání a zobrazení fantomů budeme využívat počítačového tomografu Skyscan 1272 od firmy Bruker. V tabulce, která se nachází v manuálu k tomuto produktu, jsou uvedeny technické údaje tomografu.

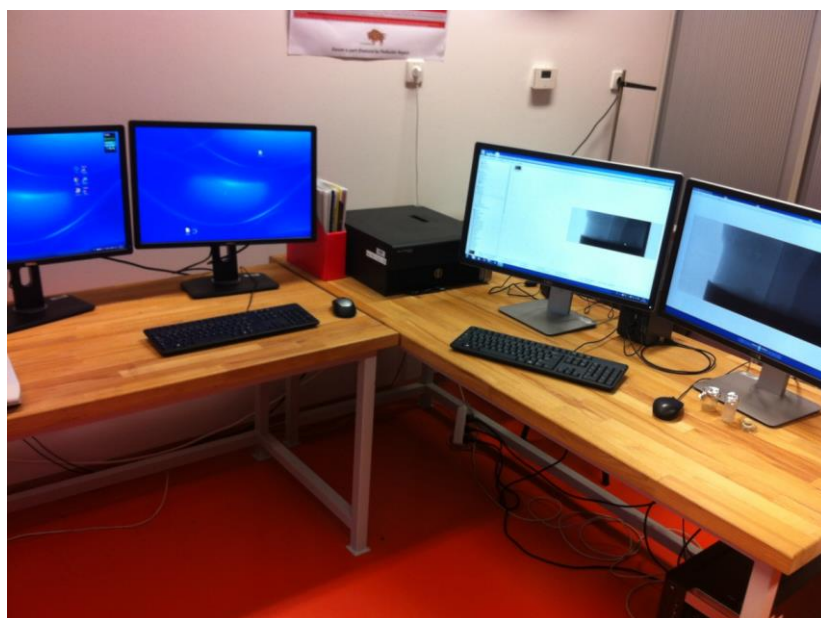
Tabulka 6: Technické údaje tomografu Skyscan 1272 (24)

X-ray source	20-100kV, 10W, <5um spot size @ 4W	
X-ray detector	16Mp (4904x3280 pixels) or 11Mp (4032x2688 pixels) 14-bit, cooled CCD fiber-optically coupled to scintillator	
Nominal resolution (pixels on the object at maximum magnification)	<0.35um for 16Mp camera, <0.45um for 11Mp camera	
Reconstructed volume (after single scan)	up to 14456x14456x2630 pixels for 16Mp camera up to 11840x11840x2150 pixels for 11Mp camera	
Scanning space	maximum 75mm in diameter, 70mm in length	
Radiation safety	<1uSv/h at any point on the instrument surface	
Dimensions	1160W x 520D x 330H mm (440H with sample changer)	
Weight	150kg without packaging	
Power supply	100-240V / 50-60Hz, typ. 90W at maximum X-ray power	
Control workstation	Standard	Advanced
Processors	Dual 6-core Intel XEON	Dual 8-core Intel XEON
Memory (RAM)	32GB / 1600MHz	128GB / 1600MHz
Disk space (HDD)	6TB (2 x 3TB RAID0)	12TB (4 x 3TB, RAID0)
Graphics	NVIDIA Quadro + Tesla	NVIDIA Quadro + Tesla
Monitors	2 x 24"wide (1920x1200)	2 x 24"wide (1920x1200)

Tabulka ukazuje technické parametry tomografu a daného příslušenství (počítačová stanice). Je zde mj. zobrazen interval hodnot napětí rentgenky, rozlišení detektoru, rozměry rekonstruovaného objemu, nebo také rozměry skenovacího místa. Tyto rozměry jsou důležité, neboť je vhodnější volit menší vzorky kvůli délce skenování. A samozřejmě je zde riziko, že po vložení nadměrně velkého vzorku může dojít k poškození tomografu.



Obrázek 14: Počítačový tomograf Skyscan 1272 umístěný v 2. patře budovy CXI



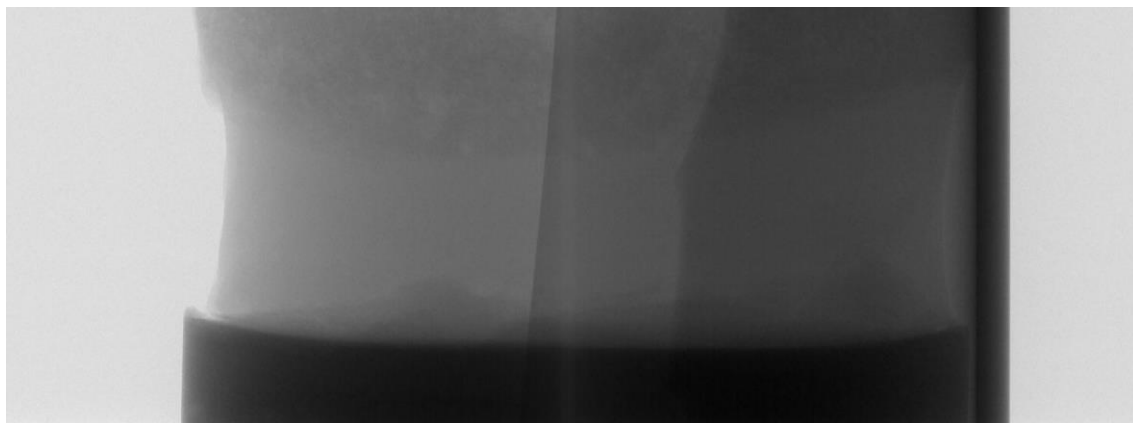
Obrázek 15: Počítačové vybavení náležící k tomografu

5.2.2. Skenování vzorků a zpracování obrazu

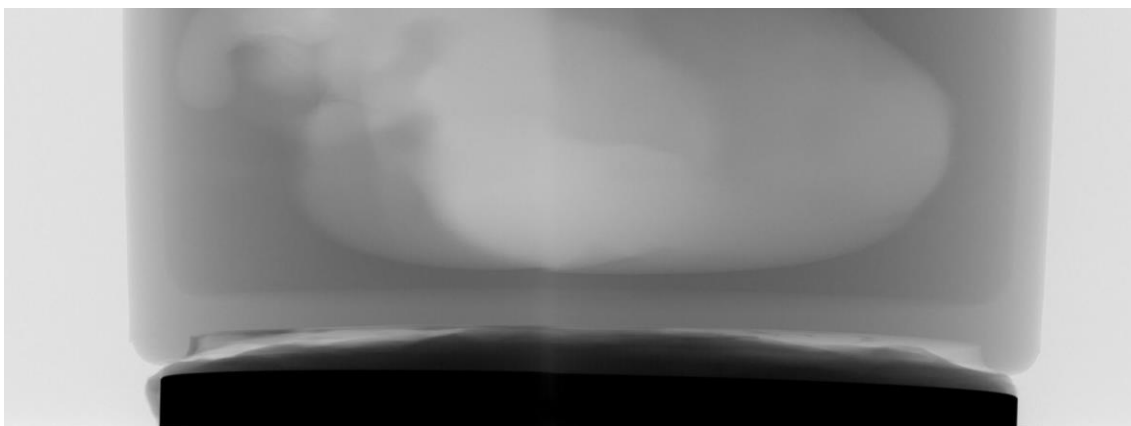
Pro jakoukoli další práci je potřeba vzorek nejprve naskenovat. Vzorek na speciálním podstavci je nutno nejprve umístit do tomografu, který zobrazí náhled zkoumaného vzorku. Tento náhled je důležitý, neboť již na začátku lze vidět, zda se bude vzorek dobře zobrazovat či jestli nádoba, ve které je předmět eventuelně uložen, nepohlcuje mnoho záření a tím by tak předmět uvnitř nádoby byl špatně viditelný.

V rámci tohoto náhledu je možnost upravovat intenzitu záření, rozlišení a druhy filtrů, které se budou při skenování používat. Takovou nabídku přístroj nejprve automaticky nabídne sám jakožto pro přístroj nejlepší řešení a je na uživateli, zda odsouhlasí nabízené možnosti, nebo si představuje něco jiného a upraví si parametry dle svého.

Po skenování vzorků je přiložen i textový soubor, kde jsou zapsány všechny parametry, se kterými tomograf pracoval. Jedná se např. o napětí rentgenky, použité filtry, kam byl soubor uložen a spoustu dalších (kompletní výčet dat z textových souborů lze nalézt v sekci Seznam příloh).



Obrázek 16: Náhled tomografu na Vzorek 1: Tmavší pravá část ukazuje špatnou viditelnost vzorku díky skleněné nádobce

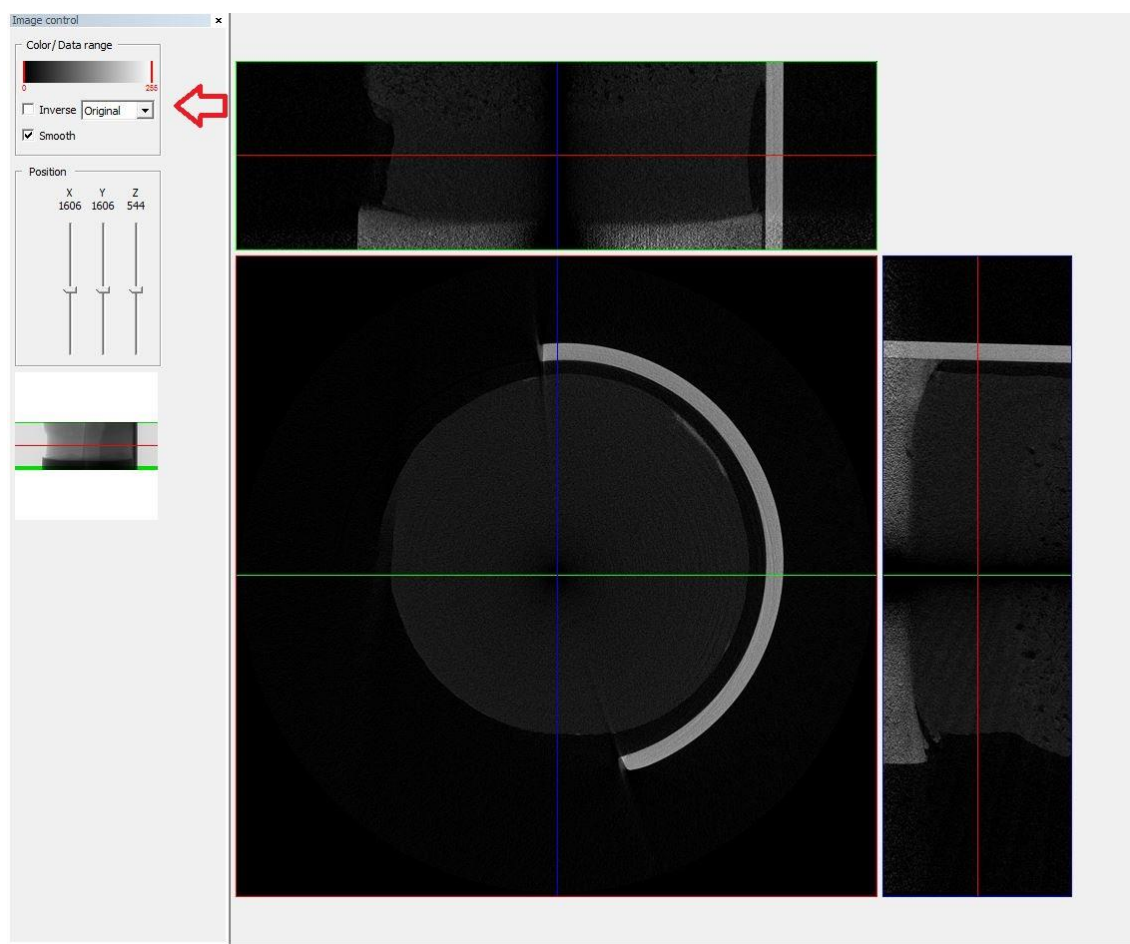


Obrázek 17: Náhled na Vzorek 2

Po skenování fantomů došlo k rekonstrukci obrazů. Oba dva vzorky byly zobrazovány a upravovány nejprve v programu Data Viewer a poté v programu CT Vox.

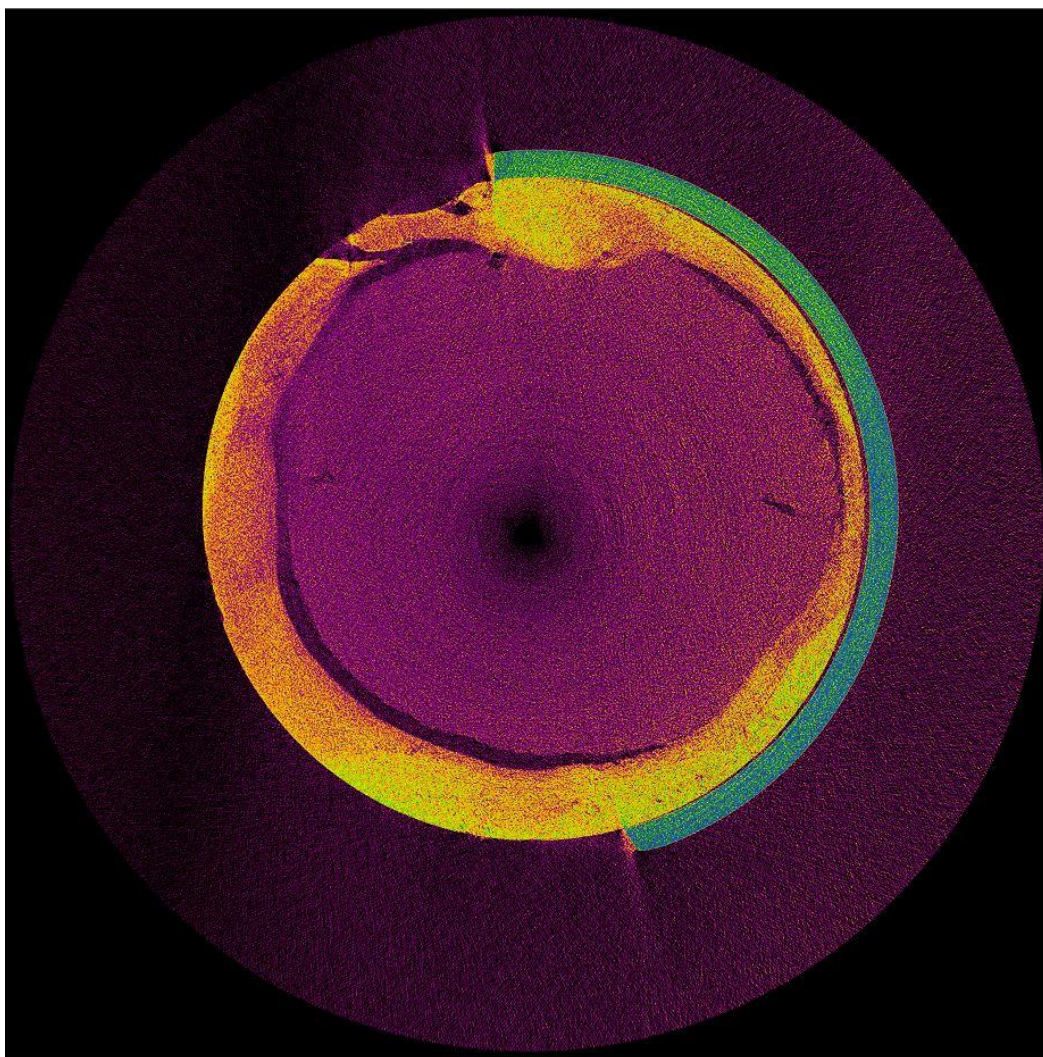
5.2.2.1 Data Viewer

Program Data Viewer slouží pro zobrazení jednotlivých řezů (kde je možnost si jakýkoli vybrat a upravovat), náhled z frontální, sagitální a transversální roviny. Data Viewer umožňuje také měnit jas, inverzi i změnu barev, měření vzdáleností vybraného úseku a přesnou lokalizaci daného bodu, který se pomocí souřadnic zobrazí ve všech třech rovinách.



Obrázek 18: Zobrazení Vzorku 1 v programu Data Viewer

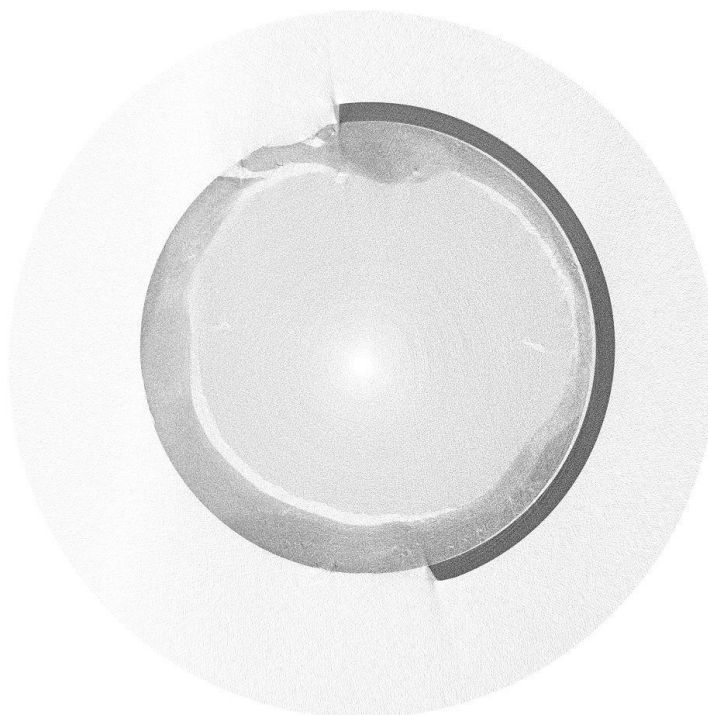
Na obr. č. 18 je zobrazen řez vzorkem a to konkrétně vrstvou umělého svaly. Nahoře je náhled z frontální, vpravo sagitální a uprostřed transversální roviny. V transversálním zobrazení si lze všimnout světle šedého půlkruhu, který znázorňuje skleněnou baňku, ve které byl vzorek uložen. Kliknutím v programu na jakékoli místo obrázku přesune souřadnicové úsečky. Červená šipka vlevo nahoře ukazuje na panel, kde lze upravovat barvy, vyhlazení obrazu funkcí Smoothing (tím se však ztratí detaily) a také manuálně nastavit souřadnice požadovaného bodu.



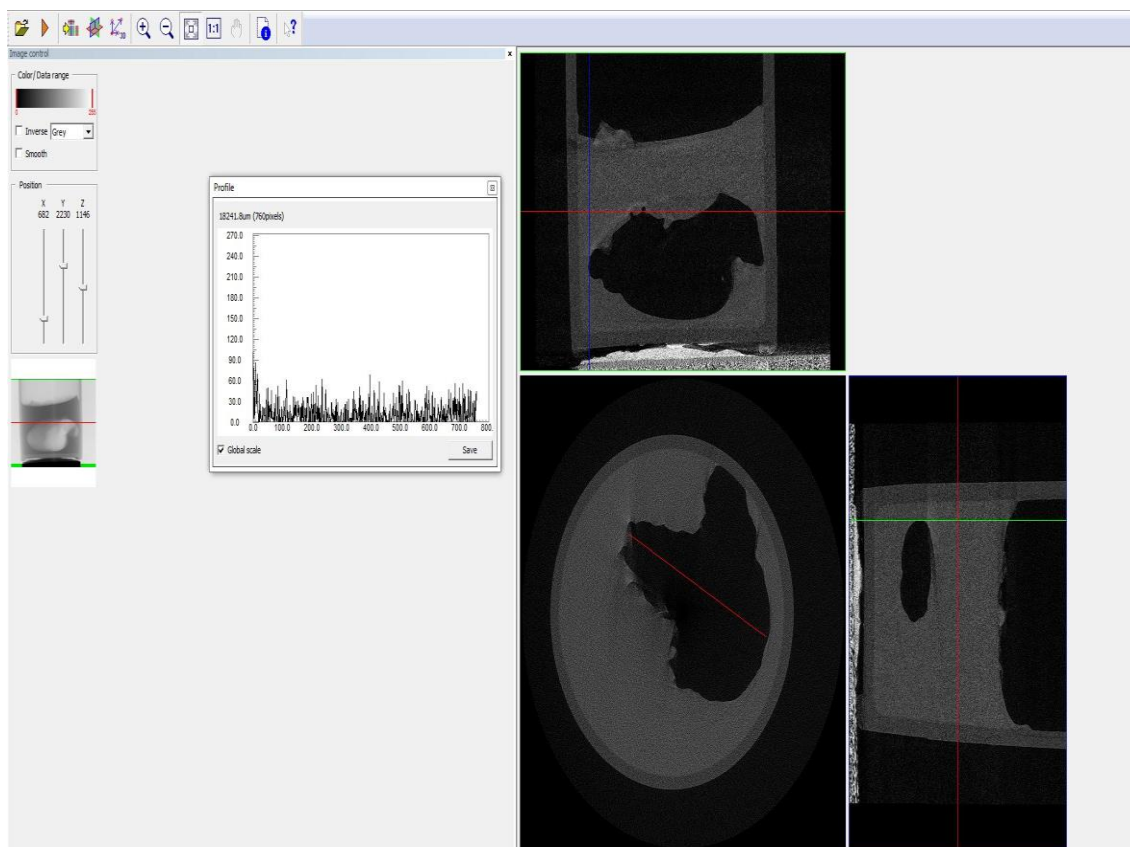
Obrázek 19: Změna barev náhledu (zelenou barvou je vyobrazena skleněná baňka, žlutou sádra a růžovou tkáň fantomu svalu)

Na obr. 19 je vidět barevná úprava Vzorku 1, která oproti černobílému náhledu názorněji ukazuje míru pohlceného záření materiálu a umožňuje tak materiály přesněji odlišit.

Pozn.: Uprostřed obrázku je patrna černá díra, která ve skutečnosti ve vzorku není. Jedná se o artefakt.

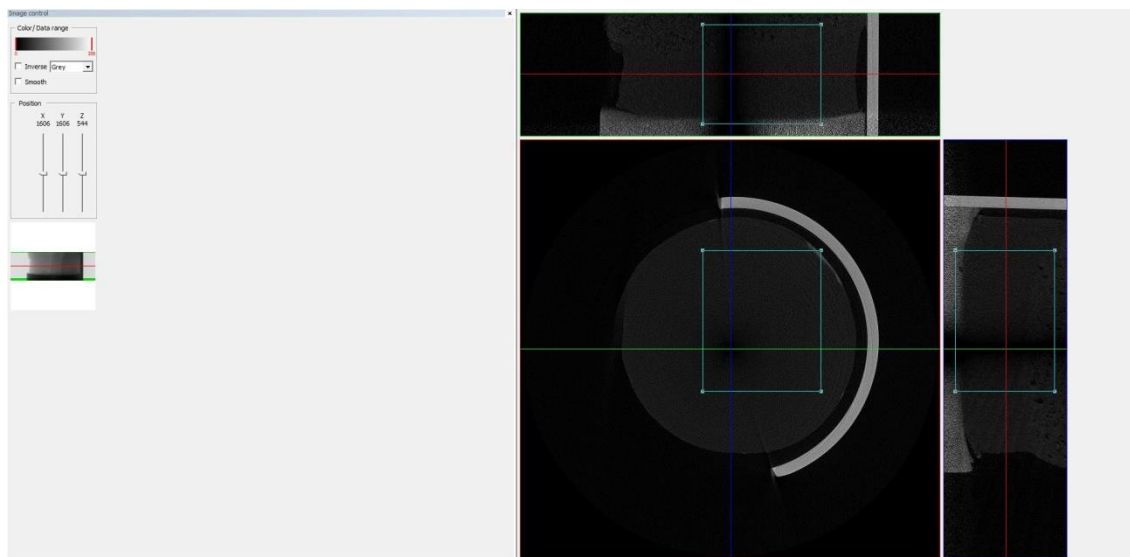


Obrázek 20: Demonstrace funkce programu Data Viewer - Inverze barev



Obrázek 21: Měření délky části Vzorku 2

Na obr. č. 21 byla ukázána i jedna z dalších vymožeností Data Vieweru. Pomocí kliknutí myši lze změřit i délku celého, nebo části řezu. tato délka se v náhledu vyznačí a v tabulce se zobrazí skutečná délka vyznačené části jak v μm tak i v pixelech. Konkrétně zde je měřená délka části fantomu prsní tkáně (transverzální náhled) $d_{PF} = 18241,8 \mu\text{m}$ (což odpovídá velikosti 760 pixelů).

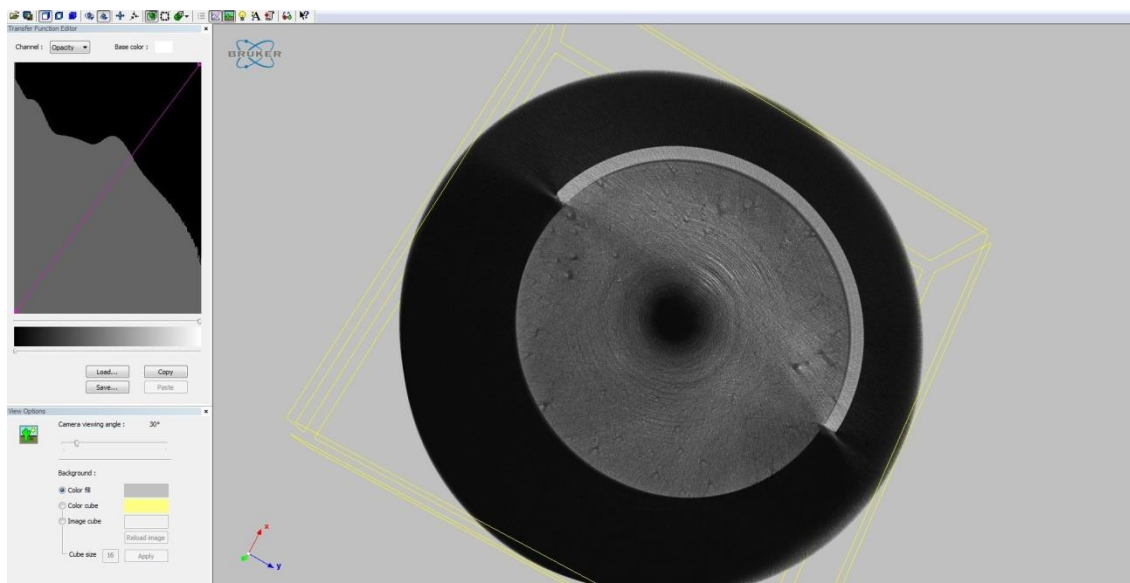


Obrázek 22: Vyznačení objemu vzorku v programu Data Viewer

Data Viewer obsahuje i funkci pro měření zkoumaného objemu vzorku, který je vyznačen azurovým ohraničením.

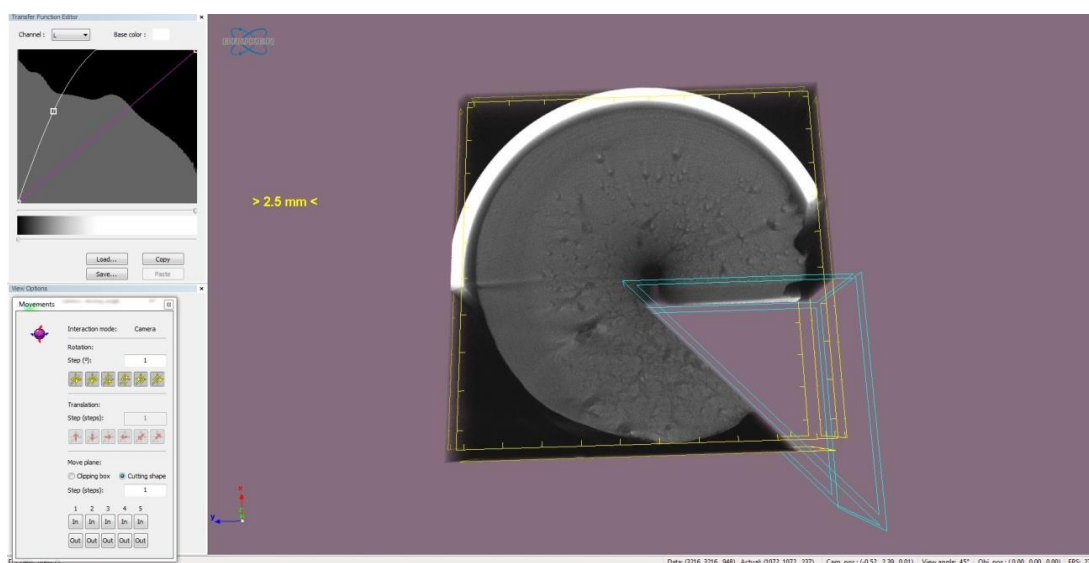
5.2.2.2 CT Vox

Program CT Vox slouží k práci a úpravě rekonstruovaného 3D modelu skenovaného vzorku. Program umožňuje modelem pohybovat, měnit velikost, ořezávat části modelu, měnit barvy a zesvětlovat model, provádět řezy různých tvarů (koule, válec, jehlan, klín, aj.).

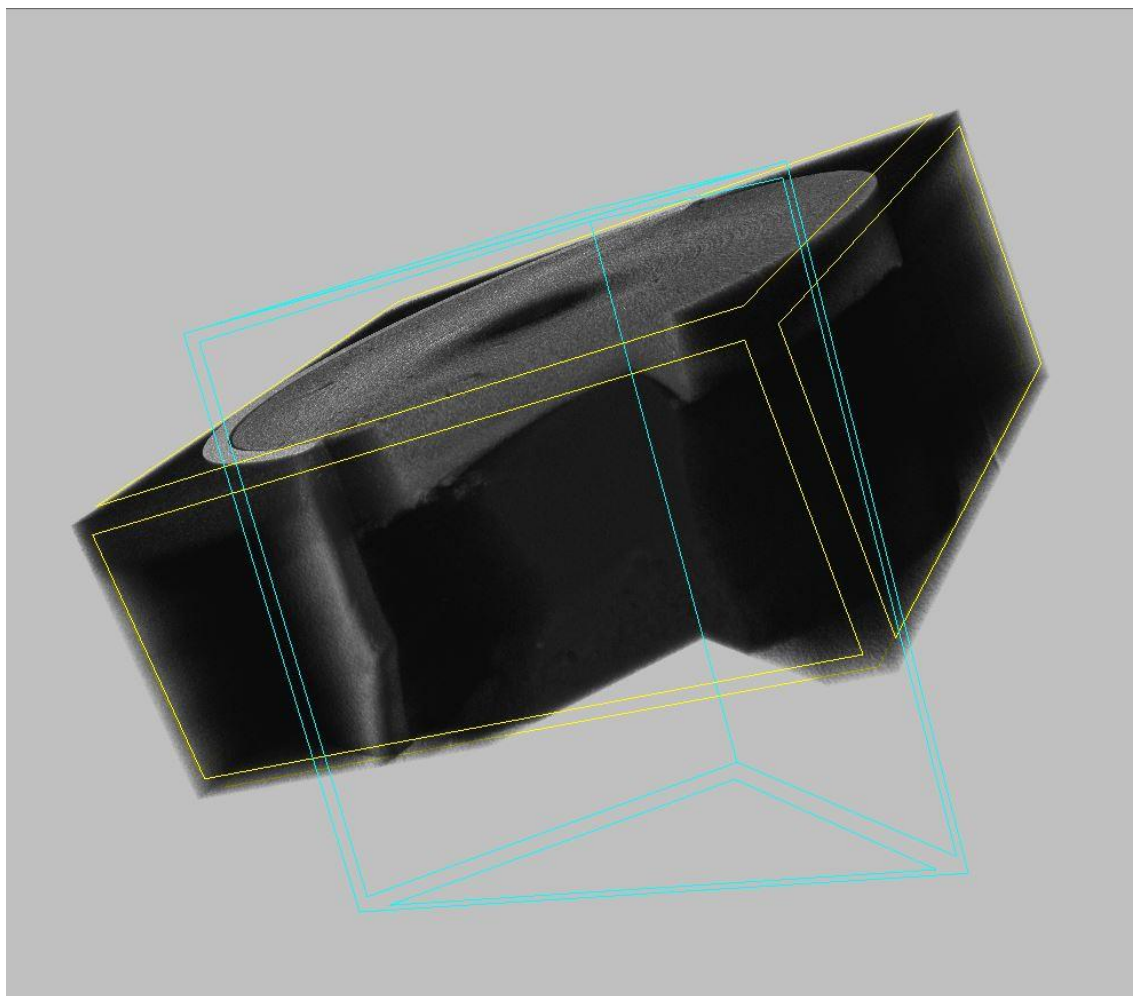


Obrázek 23: 3D model Vzorku 1 v programu CT Vox

Obr. 23 ukazuje 3D model Vzorku 1 před upravováním. Žlutý kvádr vymezuje hranice vzorku. Stěnami kvádra lze v programu pohybovat a ořezat tak nepotřebné nebo nežádoucí části modelu. Panel vlevo slouží ke změnám barev vzorku i pozadí či k manuálnímu zadávání rozměrů kvádra. Lze zde i nastavit rozměry útvaru určeného pro výřez (funkce Cutting & Clipping). Linky vymezující hranice vzorku a linky pro výřez se dají po úpravě modelu skrýt.

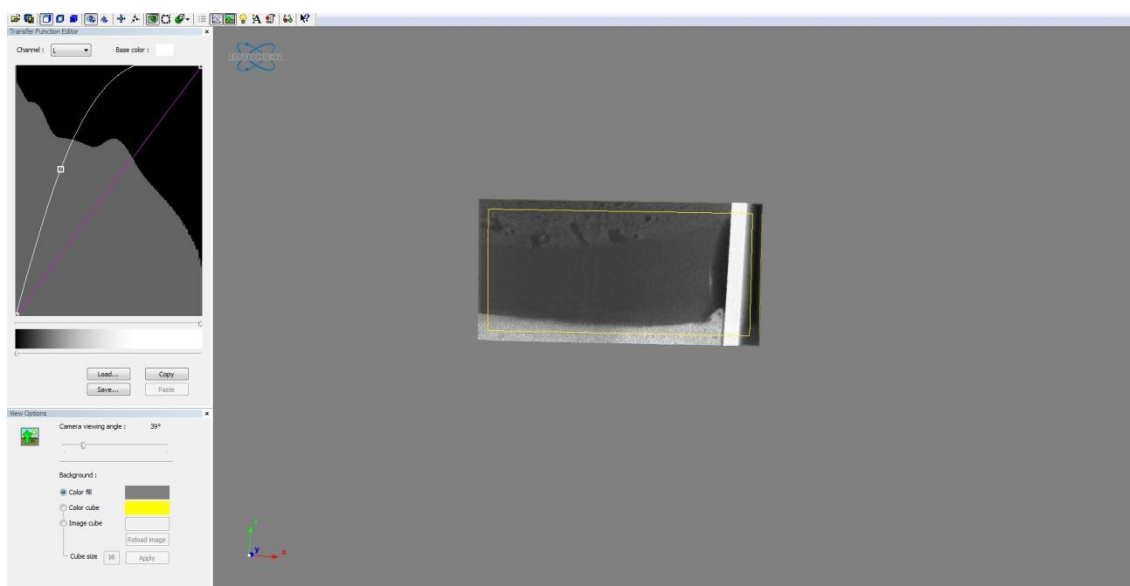


Obrázek 24: Řez 3D modelem Vzorku 1

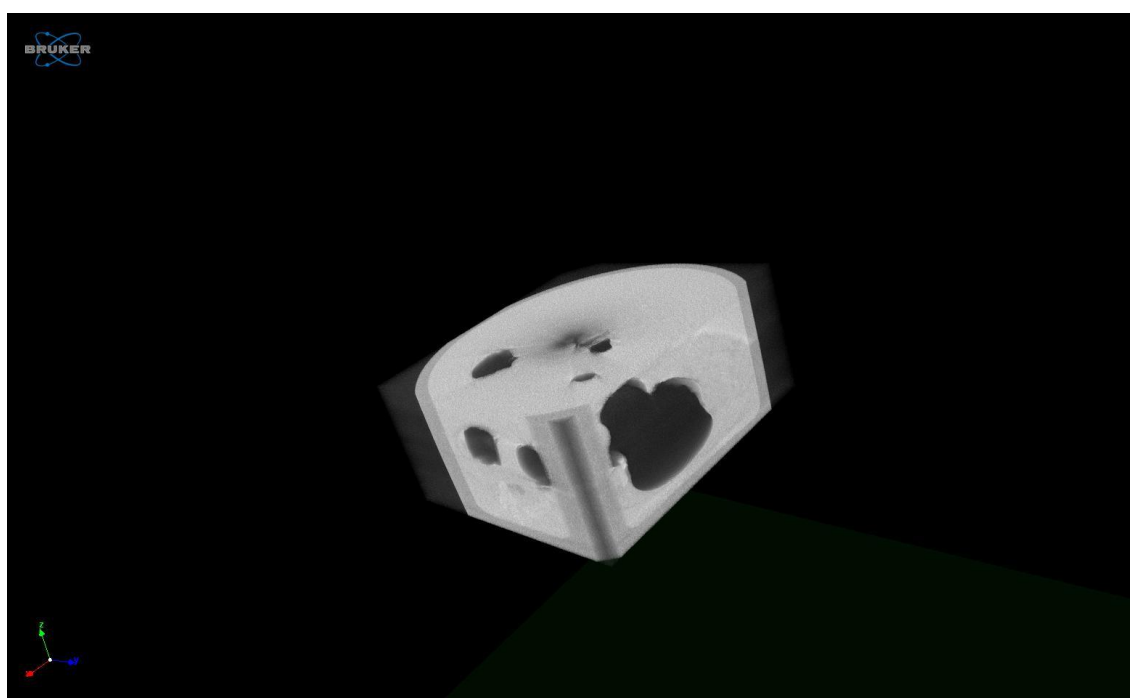


Obrázek 25: Klínový řez Vzorkem 1

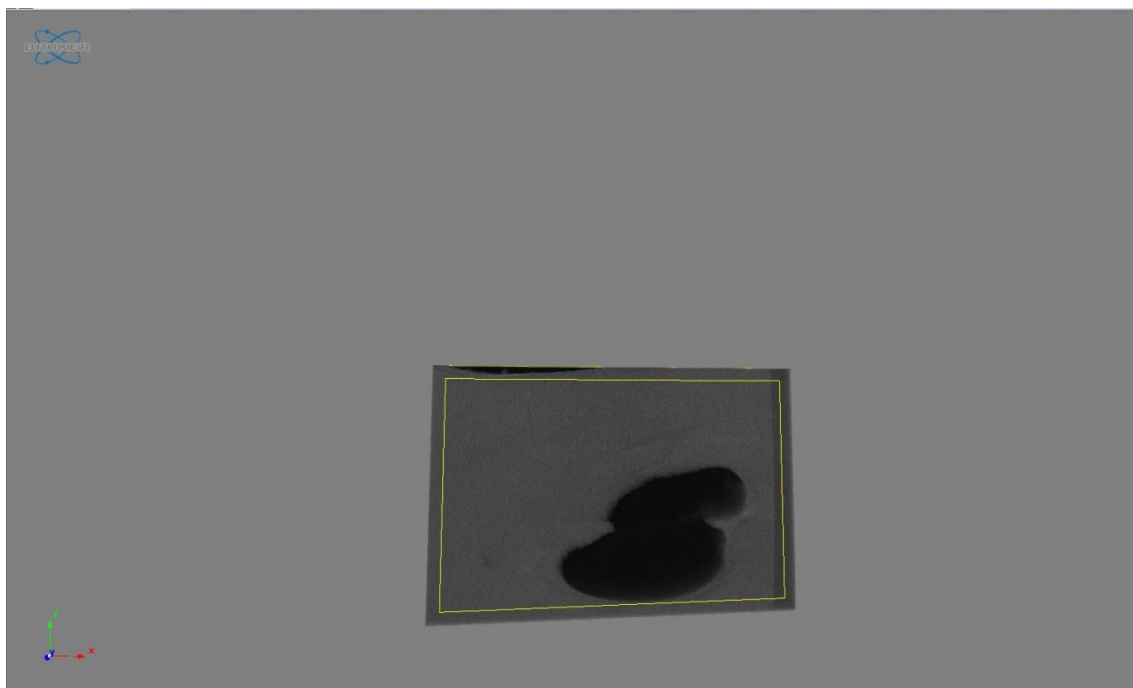
Na obrázcích 24 a 25 lze vidět útvar pro provádění řezu daným vzorkem v podobě klínu (azurová barva). I zde lze provádět úpravu jak manuální (v pravém panelu), tak jednoduše pomocí myši přímo v grafickém prostředí.



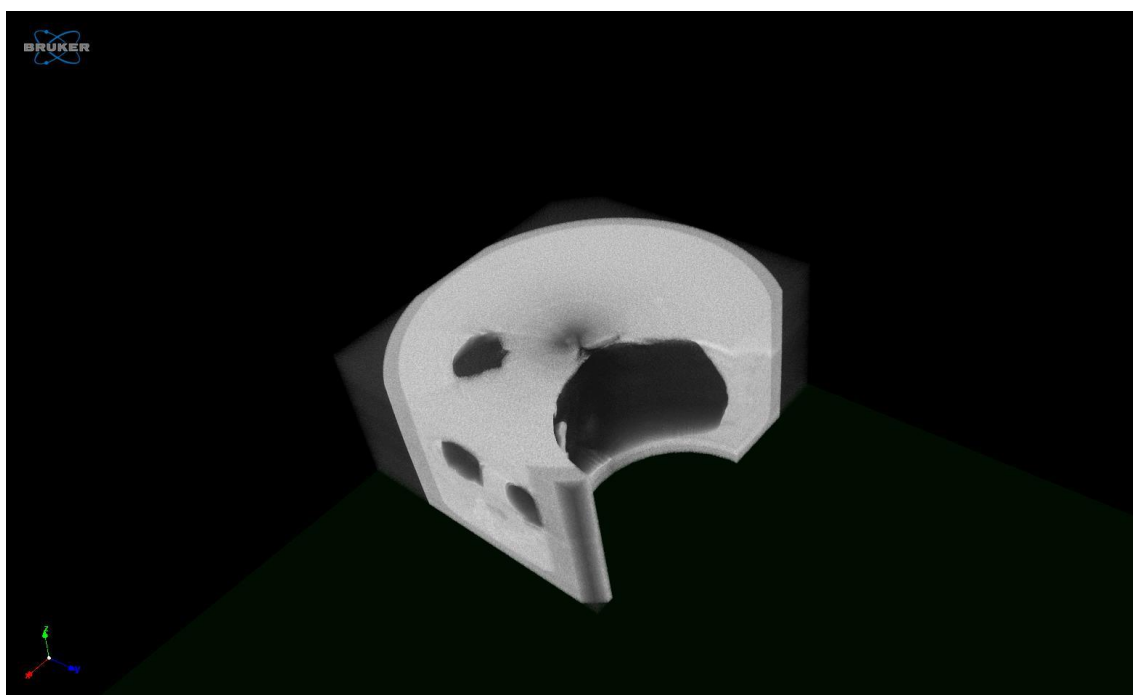
Obrázek 26: Zesvětlení 3D modelu Vzorku 1



Obrázek 27: 3D model Vzorku 2



Obrázek 28: Vzorek 2 před zesvětlením



Obrázek 29: Vzorek 2 po zesvětlení - válcový výřez

6 Vyhodnocení dat

Oba složené vzorky byly dobře viditelné pod rentgenovým zářením, avšak kontrasty mezi některými fantomovými tkáněmi byly různorodé.

Zatímco u Vzorku 1 je nejpatrnější rozdíl zobrazení mezi fantomem kostní tkáně a svalovou/tukovou tkání, mezi svalovou a tukovou tkání je rozdíl v pohlcení záření minimální (obr. 26).

Naopak u Vzorku 2 je rozdíl pohlceného záření tkáněmi velmi razantní. Fantom prsu je na obrázcích prakticky neviditelný, zatímco fantom nádoru je perfektně viditelný (obr. 29).

Manipulace s 3D modely a úprava zrekonstruovaných v programech je opravdu snadná. Programy nejsou koncipovány nijak složitě, veškeré nabídky jsou řádně popsány a umožňují uživateli přehlednost a rychlost při práci. Program CT Vox je oproti programu Data Viewer názornější, umožňuje s modelem vzorku hýbat a natáčet jej do požadovaných směrů, tvořit výřezy apod.

Především na 3D modelech vzorků v programu CT Vox je patrný artefakt, který se projevuje neskutečnou černou dírou, která prochází prostředkem vzorku. Pravděpodobně je to způsobeno šumem a ztrátou dat při rekonstrukci obrazu.

7 Diskuze

Výsledky výzkumné části ukazují, že zobrazení vytvořených fantomových vzorků pomocí počítačového tomografu je dobře viditelné, s kvalitním obrazem a je možné jednotlivé tkáně od sebe odlišit a lze tedy přístroj pro takový druh zkoumání využít. Dále je manipulace a práce v oblasti softwarových doplňků snadná a umožňuje uživateli přesně zobrazit to, co vyžaduje. Pomocí nejrůznějších nástrojů upravující modely ať už velikostně či barevně a změnou prostorové orientace může zkoumající pozorovat jakýkoli žádaný detail a tento detail může nejrůznějšími způsoby zvýraznit a demonstrovat tak zkoumanou problematiku.

8 Návrh doporučení pro praxi

Na základě poznatků je tvorba fantomových vzorků dle užitého postupu jednoduchá a časově nenáročná. Tyto fantomy jsou dobře viditelné pod rentgenovým zářením. Jednotlivé fantomové tkáně se dají všelijak kombinovat a simulovat tak všelijaké problémy, jejichž řešení lze využít i v praxi.

Konkrétně lze vytvořit velice detailní fantom prsu (viz Obrázek 9) (Spurný, 2014), kde lze kromě samotné prsní tkáně simulovat i kůži a žlázy. Na takovém fantomu, úměrně zmenšenému natolik, aby odpovídal maximálním přípustným rozměrům vzorku, který je možno průmyslového tomografu vložit, lze poté simulovat patologii ve formě nádoru, kde lze upravovat tvar, velikost i počet tkání, které budou nádorem zasaženy. Zrekonstruovaný 3D model takového fantomu by poté mohl posloužit jak začínajícímu, tak i zkušenému lékaři jako cvičný materiál a své poznatky by mohl využít ve své praxi

IV Závěr

Cílem této práce byla tvorba fantomových vzorků, které měly imitovat lidské tkáně a skenování těchto vzorků pomocí průmyslového tomografu Skyscan 1272 společnosti Bruker, který je určený pro zkoumání vzorků o malých rozměrech. Zrekonstruované obrazy a modely vzorků měly demonstrovat, zda je přístroj vůbec schopen takové vzorky zobrazit a pokud ano, tak v jaké kvalitě zobrazení. Nároky byly kladeny také na náročnost práce a možnosti úprav modelů v programech Data Viewer a CT Vox, které firma Bruker dodává společně s tomografem v počítačovém příslušenství.

Náplní teoretické části bylo především seznámení se s počítačovou tomografií, s její historií, konstrukcí a principy tomografie. Dále pak porovnání lékařského a průmyslového tomografu z hlediska konstrukčního i principiálního.

Dále bylo náplní této části seznámení s fantomy a druhy fantomů.

V první polovině výzkumné části byl vyobrazen postup a návod pro tvorbu fantomových tkání, které byly následně uspořádány do dvou výsledných vzorků, Vzorku 1 a Vzorku 2.

V druhé polovině praktické části se vzorky skenovaly a zrekonstruované modely se upravovaly ve výše zmíněných programech.

Na výsledných obrázcích z tomografu nám bylo dokázáno, že lze umělé fantomové tkáně tomografem zobrazit. Ačkoli byl kontrast mezi fantomem svalové a tukové tkáně menší, tak naproti tomu rozdíl v zobrazení mezi fantomem tkáně ženského prsu a nádoru byl značný.

Vzhledem ke snadné reprodukovatelnosti a možnosti různých kombinací fantomových tkání lze docílit spousty variant, které mohou pomoci při modelování a řešení reálných situací v oblasti medicíny. Zároveň je zde ukázána všestrannost, využitelnost a široká škála možností stolního průmyslového tomografu Skyscan 1272, který by mohl posloužit jako pomocník při zobrazování namodelovaných fantomů, kdy by nemuseli být zatěžováni pacienti a ani by nemusely být zatěžovány ordinace prostorovou náročností tradičních lékařských tomografů, nedocházelo by k časovému zatížení, neboť lze vzorky skenovat spuštěním programu např. na konci pracovní doby a k přístroji se s již kompletně naskenovaným vzorkem vrátit druhý den.

Další výhodou je i bezpečnost, neboť při vzorek po vložení do přístroje je kompletně uzavřen a kryje jej masivní konstrukce, která brání úniku ionizujícího záření do okolí.

Vzhledem k tomu, že experimentů, kdy by se použité fantomové vzorky zkoumaly počítačovým tomografem je minimum a dokonce ani laboratoř prof. Ing. Jana Vrby, CSc. nemá s touto oblastí zkušenosti, dokazuje tato práce, že průmyslové počítačové

tomografy v sobě skrývají obrovský potenciál a lze je využít pro spolupráci s medicínou.

V Seznam použité literatury

- [1] FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, 2002. ISBN 80-7262-172-6.
- [2] ULLMANN, Vojtěch. Jaderná a radiační fyzika. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7.
- [3] SVOBODA, Emanuel et al. *Přehled středoškolské fyziky*. Dotisk 4., upraveného vydání. Praha: Prometheus, 2012. ISBN 978-80-7196-307-3.
- [4] BENEŠ, Jiří et al. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. Praha: Karolinum, 2015. ISBN: 978-80-246-2645-1.
- [5] BENEŠ, Jiří et al. *Základy lékařské biofyziky*. 3. upr. vyd. Praha: Karolinum, 2011. ISBN 978-80-246-2034-3.
- [6] BAKALOVA, Totka a Marcela KOLÍNOVÁ. Možnosti použití počítačové tomografie (CT) v technice. *Jemná mechanika a optika*. Praha: Fyzikální ústav Akademie věd ČR, 2011, č. 4, s. 111 - 114. ISSN 0447-6441.
- [7] JEDLIČKA, Miroslav. Fotonásobiče. *SVĚTLO*. Praha: FCC Public, 2009, č. 6, s. 51 - 52. ISSN 1212-0812.
- [8] HOZMAN, Jiří a Jan KYBIC. Počítačová tomografie (CT). FEL ČVUT, 2014. Dostupné z: https://cw.felk.cvut.cz/wiki/_media/courses/a6m33zsl/ct-hozman-jk.pdf.
- [9] MARTYKÁNOVÁ, Eva. RTG záření, jeho vlastnosti a využití. Diplomová práce. Brno: Masarykova univerzita, 2007.
- [10] PRÁŠILOVÁ, Eva. *Význam zobrazovacích metod při tvorbě výpočtového modelu v biomechanice*. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [11] KONEČNÝ, Jan. *Počítačové zpracování tomografických dat*. Bakalářská práce. České Budějovice: PřF JU, 2011.

- [12] KOUTEK, Petr. *Simulace detektorů CT RTG*. Bakalářská práce. Brno: FEKT, 2014.
- [13] KOŤOVÁ, Markéta. *Modelování artefaktů procesu CT RTG zobrazení*. Bakalářská práce. Brno: FEKT, 2011.
- [14] SPURNÝ, Pavel. *Návrh, výroba a testování fantomů pro mikrovlnné zobrazování*. Bakalářská práce. Kladno: ČVUT, 2014.
- [15] ŠTOČEK, Jakub. *Srovnání lékařských a průmyslových zobrazovacích metod*. Bakalářská práce. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2014.
- [16] BAZALOVÁ, Magdalena. *Porovnání dvou metod pro redukci metalových artefaktů v CT: simulace a experimenty*. Diplomová práce. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2011.
- [17] ULLMAN, Vojtěch. Fantomy a fantomová měření v nukleární medicíně. AstroNuklFyzika [online]. [Cit. 16.5.2015]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>.
- [18] ULLMANN, Vojtěch. Aplikace ionizujícího záření. AstroNuklFyzika [online]. [Cit. 22.1.2016]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>.
- [19] ULLMAN, Vojtěch. *Rentgenky v proměnách času: Od katodové trubice po urychlovače* [online]. 2010 [cit. 12.1.2016]. Dostupné z: http://www.csfm.cz/userfiles/file/Aktuality/Prednasky_Konference_2010/Rentgenky_vyvoj.pdf.
- [20] A brief history of CT. *Impactscan.org*. 2013 [cit. 19. 12.2015]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>.
- [21] KOUKAL, Milan. Nejnovější CT už zdraví neškodí! [online]. 21. století. 2011 [cit. 22.12.2015]. Dostupné z: <http://21stoleti.cz/2011/09/21/nejnovejsi-ct-uz-zdravi-neskodi/>.
- [22] VRBOVÁ, JELÍNKOVÁ, GAVRILOV. *Detektory optického záření* [online]. 1994 [cit. 15.10.2015]. Dostupné z: https://www.fbmi.cvut.cz/files/predmety/30/public/Cistopis_%20detektory%20.pdf.

- [23] BARTL, Tomáš. *Počítačová tomografie* [online]. 2005 [cit. 25.10.2015]. Dostupné z: http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/referaty/2005_2006_ZS/streda_07_30/Bartl_CT.ppt.
- [24] BRUKER. *Skyscan 1272: High-Resolution X-Ray Tomograph* [online]. [cit. 3.12.2015]. Dostupné z: https://www.bruker.com/fileadmin/user_upload/8-PDF-Docs/X-rayDiffraction_ElementalAnalysis/MicroCT/Brochures/SkyScan1272brochure.pdf.
- [25] DE CHIFFRE, Leonardo et al. *Industrial applications of computed tomography*. Denmark: Technical University of Denmark, 2014.
- [26] JENSEN, Mikael a Jens E. WILHJELM. *CT scanning* [online]. Denmark: Technical University of Denmark, 2007. [cit. 25.11.2015]. Dostupné z: <http://bme.elektro.dtu.dk/jw/webbook/X-ray/Ct/main.pdf>.
- [27] KIZEK, René. *Počítačová tomografie v zobrazování malých zvířat - úvod* [online]. 2013 [cit. 29. 11. 2015]. Dostupné z: http://web2.mendelu.cz/af_239_nanotech/nanolabsys/prednasky/NANOLABSY_S_S44_pr.pdf.
- [28] VOJÁČEK, Antonín. *Principy a málo známé vlastnosti CCD snímačů obrazu*. [online]. 2006 [cit. 28. 11. 2015]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2006041001>.
- [29] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat...* [online]. [cit. 22.12.2015]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/parametry-ct-skenovani-5/>.
- [30] PHILIPS. *Philips Brilliance iCT 256*. [cit. 29. 11. 2015]. Dostupné z: [http://images.philips.com/is/image/PhilipsConsumer/HCNOCTN193-IMS-en_US?wid=305&hei=172&\\$/images.philips.com/is/image/PhilipsConsumer/HCNOCTN193-IMS-en_USlarge\\$](http://images.philips.com/is/image/PhilipsConsumer/HCNOCTN193-IMS-en_US?wid=305&hei=172&$/images.philips.com/is/image/PhilipsConsumer/HCNOCTN193-IMS-en_USlarge$).
- [31] PBT. *V/tome/x m 300* [online]. [cit. 29.11.2015]. Dostupné z: http://www.pbt.cz/image_resize.php?params=eNqrVkrLzElVsILSi9EvLcjJT0xJTYnRLyjKTylNLimO0c9JLEpPBQoklZgamZmZp6WlmBunmJvpZRWkK-koJaUDdaaBAZBXrmRlbGqgo5QBpmsBbNQcKg.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Schéma znázorňující průchod a následnou detekci paprsků X na film (23)	17
Obrázek 2: Schéma rentgenky (18)	19
Obrázek 3: Schéma spirálního CT	22
Obrázek 4: Schéma tomografu (12)	23
Obrázek 5: Hounsfieldova stupnice (23)	24
Obrázek 6: Lékařský tomograf firmy Philips (30)	26
Obrázek 7: Průmyslový tomograf Skyscan 1272 (24)	26
Obrázek 8: Průmyslový tomograf pro strukturální a metrologickou analýzu velkých vzorků (31)	27
Obrázek 9: Příklad fantomu - heterogenní fantom prsu (14)	28
Obrázek 10: Smíchané přísady fantomu tukové tkáně	33
Obrázek 11: Příprava fantomu prsní tkáně	34
Obrázek 12: Vzorek 1	36
Obrázek 13: Vzorek 2	37
Obrázek 14: Počítačový tomograf Skyscan 1272 umístěný v 2. patře budovy CXI	39
Obrázek 15: Počítačové vybavení náležící k tomografu	39
Obrázek 16: Náhled tomografu na Vzorek 1: Tmavší pravá část ukazuje špatnou viditelnost vzorku díky skleněné nádobce	40
Obrázek 17: Náhled na Vzorek 2	41
Obrázek 18: Zobrazení Vzorku 1 v programu Data Viewer	42
Obrázek 19: Změna barev náhledu (zelenou barvou je vyobrazena skleněná baňka, žlutou sádra a růžovou tkáň fantomu svalů)	43
Obrázek 20: Demonstrace funkce programu Data Viewer - Inverze barev	44
Obrázek 21: Měření délky části Vzorku 2	44
Obrázek 22: Vyznačení objemu vzorku v programu Data Viewer	45
Obrázek 23: 3D model Vzorku 1 v programu CT Vox	46
Obrázek 24: Řez 3D modelem Vzorku 1	46
Obrázek 25: Klínový řez Vzorkem 1	47
Obrázek 26: Zesvětlení 3D modelu Vzorku 1	48
Obrázek 27: 3D model Vzorku 2	48
Obrázek 28: Vzorek 2 před zesvětlením	49
Obrázek 29: Vzorek 2 po zesvětlení - válcový výřez	49

Seznam tabulek

Tabulka 1: Ingredience pro výrobu fantomu svalové tkáně	31
Tabulka 2: Ingredience pro výrobu tukové tkáně	32
Tabulka 3: Ingredience pro výrobu tkáně ženského prsu	33
Tabulka 4: Ingredience pro tvorbu fantomu nádorové tkáně.....	34
Tabulka 5: Technické údaje tomografu Skyscan 1272 (24)	38

Seznam příloh

Příloha č.1 Seznam skenovacích parametrů CT pro Vzorek 1 (Zdroj: autor)

Příloha č. 2 Seznam skenovacích parametrů CT pro Vzorek 2 (Zdroj: autor)

Příloha č. 1 Seznam skenovacích parametrů CT pro Vzorek 1

[System]

Scanner=SkyScan1272

Instrument S/N=001

Software Version=1.1.3

Home Directory=C:\SkyScan1272

Source Type=HAMAMATSU_L11871_20

Camera Type=XIMEA xiRAY16

Camera Pixel Size (um)=7.4

Camera X/Y Ratio=1.0000

[User]

User Name=1272 Control PC

Computer Name=1272CONTROLPC

[Acquisition]

Data Directory=C:\data\Pavlatovsky\Fantom_1

Filename Prefix=fantom_1

Filename Index Length=8

Number Of Files= 490

Number Of Rows= 1092

Number Of Columns= 3216

Partial Width=OFF

Image crop origin X=0

Image crop origin Y=0

Camera binning=3x3

Image Rotation=0.23800

Optical Axis (line)= 546

Camera to Source (mm)=268.61250

Object to Source (mm)=145.00385

Source Voltage (kV)= 100

Source Current (uA)= 100

Image Pixel Size (um)=12.000319

Scaled Image Pixel Size (um)=12.000319

Image Format=TIFF

Depth (bits)=16

Reference Intensity=57000

Exposure (ms)=3761

Rotation Step (deg)=0.400

Use 360 Rotation=NO

Scanning position=8.200 mm

Frame Averaging=ON (3)

Random Movement=OFF (30)

Flat Field Correction=ON

Geometrical Correction=ON

Filter=Cu 0.11mm

Gantry direction=CC

Rotation Direction=CC

Type of Detector Motion=STEP AND SHOOT

Scanning Trajectory=ROUND

Study Date and Time=18 Mar 2016 14h:56m:39s

Scan duration=3h:29m:37s

[Reconstruction]

Reconstruction Program=NRecon

Program Version=Version: 1.6.9.8

Program Home Directory=C:\Skyscan\Nrecon
Reconstruction engine=GPUREconServer
Engine version=Version: 1.6.9
Reconstruction from batch=No
Postalignment=-7.50
Reconstruction servers= T7610
Option for additional F4F float format=OFF
Dataset Origin=SkyScan1272
Dataset Prefix=fantom_1
Dataset Directory=F:\DATA\Pavlatovsky\Fantom_1
Output Directory=F:\DATA\Pavlatovsky\Fantom_1\rec
Time and Date=Mar 21, 2016 10:06:24
First Section=72
Last Section=1019
Reconstruction duration per slice (seconds)=0.185654
Total reconstruction time (948 slices) in seconds=176.000000
Section to Section Step=1
Sections Count=948
Result File Type=BMP
Result File Header Length (bytes)=1134
Result Image Width (pixels)=3216
Result Image Height (pixels)=3216
Pixel Size (um)=12.00032
Reconstruction Angular Range (deg)=196.00
Use 180+=OFF
Angular Step (deg)=0.4000
Smoothing=0

Ring Artifact Correction=20

Draw Scales=OFF

Object Bigger than FOV=ON

Reconstruction from ROI=OFF

Filter cutoff relative to Nyquist frequency=100

Filter type=0

Filter type meaning(1)=0: Hamming (Ramp in case of optical scanner); 1: Hann; 2: Ramp; 3: Almost Ramp;

Filter type meaning(2)=11: Cosine; 12: Shepp-Logan; [100,200]: Generalized Hamming, $\alpha=(iFilter-100)/100$

Undersampling factor=1

Threshold for defect pixel mask (%)=0

Beam Hardening Correction (%)=0

CS Static Rotation (deg)=0.00

Minimum for CS to Image Conversion=0.000000

Maximum for CS to Image Conversion=0.055138

HU Calibration=OFF

BMP LUT=0

Cone-beam Angle Horiz.(deg)=15.160298

Cone-beam Angle Vert.(deg)=5.174438

Příloha č. 2 Seznam skenovacích parametrů CT pro Vzorek 2

[System]

Scanner=SkyScan1272

Instrument S/N=001

Software Version=1.1.3

Home Directory=C:\SkyScan1272

Source Type=HAMAMATSU_L11871_20

Camera Type=XIMEA xiRAY16

Camera Pixel Size (um)=7.4

Camera X/Y Ratio=1.0000

[User]

User Name=1272 Control PC

Computer Name=1272CONTROLPC

[Acquisition]

Data Directory=C:\data\Pavlatovsky\Fantom_2

Filename Prefix=fantom_2~00

Filename Index Length=8

Number Of Files= 490

Number Of Rows= 1092

Number Of Columns= 3216

Partial Width=OFF

Image crop origin X=0

Image crop origin Y=0

Camera binning=3x3

Image Rotation=0.23800

Optical Axis (line)= 546

Camera to Source (mm)=268.61250
Object to Source (mm)=145.01465
Source Voltage (kV)= 100
Source Current (uA)= 100
Image Pixel Size (um)=12.001212
Scaled Image Pixel Size (um)=12.001212
Image Format=TIFF
Depth (bits)=16
Reference Intensity=57000
Exposure (ms)=3761
Rotation Step (deg)=0.400
Use 360 Rotation=NO
Scanning position=1.717 mm
Frame Averaging=ON (3)
Random Movement=OFF (30)
Flat Field Correction=ON
FF updating interval=68
Geometrical Correction=ON
Filter=Cu 0.11mm
Gantry direction=CC
Rotation Direction=CC
Type of Detector Motion=STEP AND SHOOT
Scanning Trajectory=ROUND
Number of connected scans=3
Current scan number=1
Number of lines to be reconstructed=602
Study Date and Time=17 Mar 2016 14h:34m:14s

Scan duration=3h:29m:39s

[Pre-processing]

Last used post-alignment value [0]=-13.000000

Last used post-alignment value [1]=-7.500000

Last used post-alignment value [2]=-6.000000

[Reconstruction]

Reconstruction Program=NRecon

Program Version=Version: 1.6.9.8

Program Home Directory=C:\Skyscan\Nrecon

Reconstruction engine=GPUReconServer

Engine version=Version: 1.6.9

Reconstruction from batch=No

Postalignment=-13.00

Connected Reconstruction (parts)=3

Sub-scan post alignment [0]=-13.000000

Sub-scan post alignment [1]=-7.500000

Sub-scan post alignment [2]=-6.000000

Sub-scan scan length [0]=602

Sub-scan scan length [1]=602

Sub-scan scan length [2]=602

Reconstruction servers= T7610

Option for additional F4F float format=OFF

Dataset Origin=SkyScan1272

Dataset Prefix=fantom_2~00

Dataset Directory=F:\DATA\Pavlatovsky\Fantom_2

Output Directory=F:\DATA\Pavlatovsky\Fantom_2\rec

Time and Date=Mar 18, 2016 11:22:23

First Section=72

Last Section=2223

Reconstruction duration per slice (seconds)=0.277419

Total reconstruction time (775 slices) in seconds=215.000000

Section to Section Step=1

Sections Count=2152

Result File Type=BMP

Result File Header Length (bytes)=1134

Result Image Width (pixels)=3216

Result Image Height (pixels)=3216

Pixel Size (um)=12.00121

Reconstruction Angular Range (deg)=196.00

Use 180+=OFF

Angular Step (deg)=0.4000

Smoothing=0

Ring Artifact Correction=20

Draw Scales=OFF

Object Bigger than FOV=OFF

Reconstruction from ROI=OFF

Filter cutoff relative to Nyquist frequency=100

Filter type=0

Filter type meaning(1)=0: Hamming (Ramp in case of optical scanner); 1: Hann; 2: Ramp; 3: Almost Ramp;

Filter type meaning(2)=11: Cosine; 12: Shepp-Logan; [100,200]: Generalized Hamming, $\alpha=(iFilter-100)/100$

Undersampling factor=1

Threshold for defect pixel mask (%)=0

Beam Hardening Correction (%)=0

CS Static Rotation (deg)=0.00

Minimum for CS to Image Conversion=0.000000

Maximum for CS to Image Conversion=0.017829

HU Calibration=OFF

BMP LUT=0

Cone-beam Angle Horiz.(deg)=15.160296

Cone-beam Angle Vert.(deg)=5.174438